

学位論文 博士（工学）

心拍由来体表面振動を用いた低筋力作業時
筋疲労解析

2012 年度

慶應義塾大学大学院理工学研究科

川本 貴志

主 論 文 要 旨

報告番号	①	第	号	氏 名	川本 貴志
主 論 文 題 目：					
心拍由来体表面振動を用いた低筋力作業時筋疲労解析					
(内容の要旨) 心拍由来体表面振動(以後 HSV)とは、心臓からの拍動が直接または血管を介して体表面に波及した振動である。長時間の PC 作業などで生じる肩こりや上肢のだるさのような疲労状態は、発揮筋力が小さいために従来の筋活動電位解析では必ずしも適切に評価できない。一方、外部加振機器を用いた体表面振動からの筋の力学特性計測は作業を中断する必要がある、実作業中の変化や回復過程を知るには適していない。このため、本研究では低筋力作業中の筋の力学特性変化とそれに関連した筋疲労の解析を目的として、対象とする比較的安静な作業条件ではほぼ一定レベルを保つ心拍を外部加振源とした体表面振動解析を行った。 第 1 章では、筋疲労に関わる先行研究を示し、提案する HSV の意義と位置づけを示した。 第 2 章では、従来から筋音として知られる筋収縮由来の体表面振動(MSV)と HSV の比較を行い、低筋力条件では、筋および周囲組織の力学特性を反映した心拍由来の粗大振動である HSV が、筋線維活動由来の局所的振動である MSV よりも支配的であることを示した。これにより、(1) MSV や体動などの外乱をキャンセルして HSV のみを取り出す信号解析と、(2) 加振強度変化の影響排除が、HSV 解析の課題になることを示した。 第 3 章では、HSV から筋の力学特性変化を解析する方法を検討するために、筋電位計測との併用による疲労解析が容易な上腕二頭筋と、一般的にこりを生じやすい僧帽筋、および HSV の加振強度を反映する心臓直上の HSV を比較した。その結果、上腕二頭筋では動脈を介して伝わる心音(心臓弁活動に伴って生じる高周波振動)が、僧帽筋では心臓から直接伝わる心尖拍動(心収縮に伴う心臓全体の振動)が、筋に自由減衰振動を生じさせており、その減衰傾向に筋疲労に伴う筋の力学特性変化が表れる可能性があることがわかった。 第 4 章では、3 章で得た HSV からの筋疲労評価方針を検証するために、上腕二頭筋に最大収縮力の 10%の張力を 5 分間維持させた際を解析した。2 章に示した課題(1)は、身体運動の拘束および HSV を動脈拍動に同期させて加算平均することで解決した。課題(2)については、加振強度を表わす拍動波形のピーク振幅値が実験中を通じて有意に変化しないことを確認した。HSV 波形の持続度を表わす平均振幅は筋収縮後に大きくなり、この間の周波数変化は小さかったことから、筋の粘性特性の減少が示唆された。この変化は筋収縮後の休息中に一般的な電氣的疲労の回復時間を過ぎても持続したことから、HSV が休息状態を含む低筋力条件からでも筋の力学特性変化に由来した筋疲労を検出できることを示した。 第 5 章では、HSV の実用性を検討するために、3 時間の PC 作業中の僧帽筋上を計測した。4 章で開発した加算平均解析を体動などの除去にも適用するために、心拍ピーク時刻はより明確な心電から検出した。課題(2)は、加振強度を表わす心尖部 HSV で体表面上の HSV を正規化することで行った。これにより、連続 PC 作業時間が 2 時間以上になると、僧帽筋 HSV の持続度が有意に増加し、筋疲労が蓄積していることを確認した。 第 6 章では、以上の結果を総合して結論を述べた。					

SUMMARY OF Ph.D. DISSERTATION

School Integrated Design Engineering	Student Identification Number	SURNAME, First name KAWAMOTO, Takashi
Title Muscle fatigue analysis during low-contraction level tasks using heartbeat-elicited body surface vibration		
Abstract Heartbeat-elicited body surface vibration (HSV) is generated by pulses of heartbeats that propagate through soft body tissues or vessels. Widespread electromyographic analysis cannot evaluate muscle fatigue during prolonged tasks with low-level contraction such as computer work. A device can estimate the mechanical properties of muscle, which reflect muscle fatigue, by analyzing free vibration after a force impulse on the body surface. However, such devices are unsuitable for the tasks because the force impulse interferes with the tasks themselves. This study used heartbeats as the force impulse generator. Chapter 1 introduced the necessity and uniqueness of HSV by investigating previous studies of the muscle fatigue field. Chapter 2 described a comparison of HSV with body surface vibration elicited by muscle contraction (MSV), which is widely known as mechanomyography, to ascertain fundamental HSV characteristics. Results revealed that HSV, which is bulk movement caused by heartbeats and reflects the mechanical deformation characteristics of the muscles, are much greater than MSV, which is local vibrations from contracting muscle fibers, at the low contraction level. That fact implies two requirements for mechanical vibration analysis of HSV: (1) extracting HSV from body surface vibrations that also include noise such as MSV and body motion, and (2) controlling the force impulse. Chapter 3 presented evaluation of the HSV of the biceps brachii muscle (BB) of which fatigue was easily evaluated using electromyography (EMG), HSV of the upper trapezius muscle (UT), which often becomes stiff, and HSV on the heart, which reflects the strength of force impulse generating HSV. Both HSV of BB and UT show a free damped vibration form. However, each HSV generator differs: HSV of BB is generated by phonocardiography (PCG) caused by noise of heart valves and vessels. In contrast, HSV of UT reflects apex beats: heart movement during systole. Additionally, it was revealed that the mechanical properties of muscle can be evaluated from the damped amount of the HSV waveform. In chapter 4, 5-min isometric contraction of BB 10% MVC was tested to validate the method described above. Requirement (1) was realized by averaging heartbeat waveforms to cancel MSV. Requirement (2) was met by confirming that the peak values of HSV waveform, which represent the strength of the force impulse, were consistent during the experiment. The RMS of the HSV waveform after muscle contraction indicated that the degree of wave sustainment increased, which is likely to have resulted from decreased damping property of muscle because the HSV frequency was almost consistent. HSV can detect muscle fatigue related to the mechanical change of muscle, which remains longer than the electrical change, even during low contraction including resting. In chapter 5, HSV was applied to measurement of the mechanical properties of shoulder muscle during 3 hr of computer work. Peak timings of heartbeats were detected from ECG, which has less noise. To satisfy requirement (2), the HSV amplitude of UT was divided by that of HSV on the heart, and the input–output response of HSV generation was evaluated. The RMS of shoulder muscle HSV increased after 2 hr of computer work. Chapter 6 presents the conclusions.		

目次

1	序論	1
1.1	本研究の背景と目的	1
1.1.1	心拍由来体表面振動の定義と意義	1
1.1.2	筋疲労の定義	2
1.1.3	低筋力作業の定義と人間工学分野における本研究の意義	4
1.2	筋の生理的構造と収縮メカニズム	4
1.2.1	筋の構成要素	5
1.2.2	筋および筋線維の種類	6
1.2.3	筋収縮の電氣的制御構造	8
1.2.4	筋の力学特性	11
1.3	体表面振動を用いた筋の力学特性の計測	11
1.3.1	筋収縮由来の体表面振動	11
1.3.2	外部機器からの加振を利用した体表面振動	15
1.3.3	脱力中の体表面振動計測	15
1.3.4	従来の体表面振動とHSVの位置づけ	17
1.3.5	体表面振動の計測技術	18
1.3.6	体表面振動と筋疲労の関係	19
1.4	筋疲労解析の現状	20
1.4.1	生体計測	20
1.4.2	モデル推定	23
1.4.3	課題	24
1.5	本論文の構成	25
2	心拍由来体表面振動の基本的性質	26
2.1	実験目的と概要	26
2.2	方法	26
2.2.1	被験者	26
2.2.2	実験手順	26
2.2.3	計測装置および方法	30

2.2.4	解析方法	32
2.3	結果	40
2.3.1	HSV と 5% MVC 筋収縮中 MSV の比較	40
2.3.2	ランプ状筋収縮中の多点 HSV と多点 MSV の比較	41
2.4	考察	44
2.4.1	上腕部 HSV の振動源と検出メカニズム	46
2.4.2	HSV と MSV に含まれる粗大振動	47
2.4.3	HSV による低筋力持続時の筋疲労検出	49
2.4.4	筋音解析分野における生理学的応用	50
2.5	小括	51
3	心拍由来体表面振動と筋の力学特性の関係	52
3.1	心臓直上の心拍由来体表面振動	52
3.1.1	波形	52
3.1.2	周波数解析と HSV の加振強度の検出条件	52
3.2	HSV の発生メカニズム	55
3.2.1	僧帽筋上部	55
3.2.2	上腕二頭筋	56
3.3	HSV からの筋の力学特性解析	56
3.3.1	運動方程式	56
3.3.2	波形評価パラメータ	58
3.3.3	加振強度変化の影響の回避	58
3.4	実験デザイン	59
3.5	小括	59
4	心拍由来体表面振動を用いた上腕二頭筋の力学特性変化の計測と機械的疲労解析	61
4.1	本章の目的と概要	61
4.1.1	HSV による筋の力学特性検出メカニズム	61
4.1.2	MSV を含む体表面心動からの HSV の抽出	61
4.1.3	筋の力学特性変化と生理的筋疲労の関係	61

4.2	実験方法	61
4.2.1	被験者	61
4.2.2	計測条件	61
4.2.3	計測方法	63
4.2.4	HSV 波形の解析方法	65
4.2.5	統計処理	67
4.3	結果	67
4.3.1	動脈拍動の検出効率	67
4.3.2	筋収縮前後の HSV の波形変化	69
4.3.3	MSV のキャンセル	73
4.3.4	EMG および発揮筋力	73
4.4	考察	74
4.4.1	加振強度一定の検証	74
4.4.2	筋収縮由来の体表面心動 (MSV) のキャンセル	75
4.4.3	HSV 波形への筋の機械的特性の反映	76
4.4.4	HSV による低筋力疲労時の機械的疲労検出	77
4.5	小括	78
5	肩部筋の力学特性変化解析と心拍由来体表面振動の実用性検討	79
5.1	実験概要	79
5.2	方法	79
5.2.1	被験者	79
5.2.2	計測条件	79
5.2.3	計測装置および方法	82
5.2.4	解析方法	85
5.3	結果	88
5.3.1	加振強度の変化	88
5.3.2	PC 作業に伴うノイズの除去	89
5.3.3	PC 作業中の HSV 波形変化	90
5.4	考察	93
5.4.1	加振強度一定の検証	93

5.4.2	MSV等のノイズの除去	96
5.4.3	HSVを用いた僧帽筋上部の力学特性変化計測	96
5.4.4	HSVの実用性	98
5.4.5	HSV計測実用の必要条件と今後の課題	100
5.5	小括	101
6	結 論	102
	謝 辞	104
	参考文献	105

略語

EMG	electromyography, 筋電図
HSV	heartbeat elicited body surface vibration, 心拍由来体表面振動
MSV	body surface vibration elicited by muscle contraction, 筋収縮由来体表面振動
PC 作業	personal computer を用いた作業
MVC	maximum voluntary contraction, 最大随意収縮力
RMS	root mean squared (amplitude), 平方根平均二乗振幅
Kw	kurtosis, 尖度
BB	biceps brachii (muscle), 上腕二頭筋
TB	triceps brachii (muscle), 上腕三頭筋
BMI	body mass index, 体格指数
ECG	electrocardiography, 心電
PCG	phonocardiography, 心音

1 序論

1.1 本研究の背景と目的

1.1.1 心拍由来体表面振動の定義と意義

心拍由来体表面振動 (Heartbeat elicited body surface vibration, 以後, HSV) とは, 心臓拍動が直接的に, あるいは体内を走行する血管を介して身体表面に波及した振動を指す. 心臓に近い胴体部の体表面位置では心臓から直接伝わる信号が, 四肢などの心臓から遠い位置では血管から伝わる振動が支配的になる. この振動の波形は, 振動源である心臓と体表面の間, あるいは血管と皮膚の間に在る筋の力学特性を反映する.

体表面に生じる振動からの筋の力学特性計測は, 筋音研究 (1.3.1 節参照) でよく知られている. 筋音は, 筋線維の収縮活動に起因した微小な振動が体表面にまで波及したり, 筋線維活動が筋全体の粗大振動を誘起することで生じる. なお, 現状の生理学分野において筋音は機械的振動を表す Mechanomyography という言葉で呼ばれることが多いが, 本研究では筋収縮由来の体表面振動という位置づけから MSV (Body surface vibration elicited by muscle contraction) という呼称を用いる.

マイオトノメトリのように外部機器を用いて体表面を加振し, その後に生じる自由振動から筋の力学特性を計測する手法も提案されている (1.3.2 節参照). HSV は, マイオトノメトリにおける外部機器からの加振を, 安静時には一定に保たれる心拍からの加振に置き換えたものに相当する.

MSV には HSV も混入しており, 特に発揮張力が最大随意収縮 (Maximum voluntary contraction, 以後, MVC) の 10% 以下となる低筋力条件では心拍の影響が筋線維活動の影響よりも大きくなる (2 章参照). こうした条件では微小な筋線維活動を高 SN 比で検出できないことに加え, 筋収縮に関わる神経制御活動と筋の力学特性の影響が混在するという MSV の潜在的性質が障害となって筋の力学特性を解析することが困難になる. マイオトノメトリでは神経制御活動の影響を受けずに筋の力学特性のみを計測することができるが, 加振が作業に干渉するために計測時には作業を中断しなければならない. 現状手法のこれらの問題に対して, HSV は, 心拍という生体内信号を用いてマイオトノメトリを実現するために, 低筋力条件における筋の力学特性計測を自然な作業条件中に実現できる.

1.1.2 筋疲労の定義

(1) 生理的筋疲労

Muscio (1921) は、疲労を主観的疲労 (subjective fatigue)、客観的疲労 (objective fatigue)、生理的疲労 (physiological fatigue) に分類した。本研究で対象とする肩こりなどの低筋力持続時疲労は主観的な感じられ方が曖昧であり、また、キータッチができなくなるほどに筋が疲弊することもないため、主観的および客観的方法による疲労評価が難しい。これに関連して、人間工学分野において低筋力持続時に生じる疲労の定量的評価手法が求められている (1.1.3 節参照)。このため、本研究では低筋力持続時に生じる生理的筋疲労の検出を目的とする。以後、論文内では特に言及しない限り、疲労とは生理的筋疲労を指すこととする。

特定の筋およびその協働筋に生じる生理的疲労は局所的筋疲労 (localized muscular fatigue) と呼ばれる。肩こりなどは特定の筋に生じる不快状態であることから、本研究では全体を通じて局所的疲労を扱うこととし、論文内の疲労に関する記述は特に断らない限りは局所的疲労について言及することとする。

(2) 電氣的筋疲労と機械的筋疲労

一般的に、生理的筋疲労は、筋収縮システムにおける入出力応答 (発揮筋力/活動電位) の劣化を指標に評価される (Barry et al., 1985)。図 1.1 は、最大限の筋力を維持しつづけた際の筋電 (Electromyography, 以後 EMG) の計測結果である。収縮時間の経過と共に発揮筋力が減少してもなお、EMG は一定に保たれている。これは、EMG が筋線維収縮のトリガーとなる筋膜上への電気刺激入力を反映するためであり (1.4.1 節参照)、生理的疲労を補って筋力を維持しようとする被験者の意志に伴った神経系活動を表している。逆に、一定の筋力を発揮し続けた際に生じる EMG の変化は、筋疲労時に伴う筋線維伝導速度の低下や乳酸の蓄積、発火閾値の変化などの生理的变化を反映することが知られている。EMG が反映するこれらの変化は、神経結合部や筋膜状で生じており、筋線維への刺激入力に関わる電氣的疲労であると言える。

筋そのものの力学特性が変化する、いわゆる「こり」の発生も、生理的疲労の原因になると考えられる。本研究では、筋の力学特性変化によって生じる生理的疲労を機械的疲労と呼ぶ。電氣的疲労は数 min 程度で回復するが、機械的疲労は筋に長時間残留すると考えられている。パソコン (Personal computer) を用いた作業

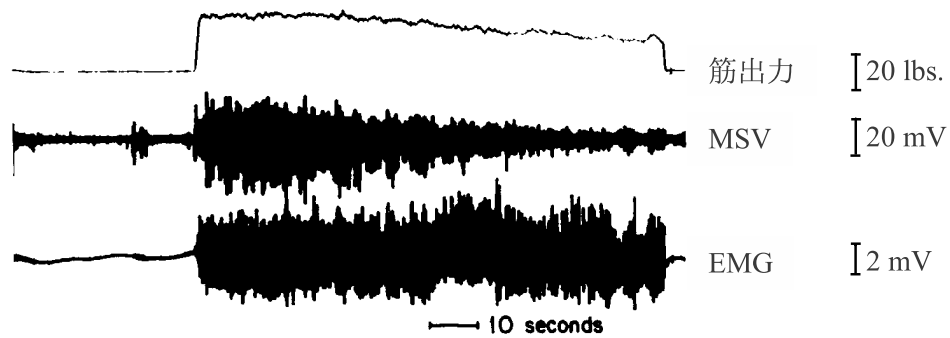


図 1.1 最大筋力維持時の EMG と MSV の比較. 文献 (Barry et al., 1985) を基に改変.

(以後, PC 作業) 後に生じる肩こりなどの慢性的性質から, 低筋力を長時間かつ断続的に持続する筋収縮条件で生じる筋疲労には電氣的疲労よりもむしろ機械的疲労が関わっていると予想できる.

図 1.1 において, MSV は筋疲労の発生に伴って発揮筋力と共に減少している. このことから, MSV は EMG とは異なって筋収縮システム構造の出力側を反映し, 筋の機械特性を検出すると考えられてきた. しかし, 前述のように MSV は筋収縮に関わる電氣的な刺激活動, ひいては電氣的疲労も検出してしまう. MSV やその他の生理計測手法を含めて現状では, PC 作業などの日常的な作業で生じる微小な機械特性変化を検出した研究は少なく, それを筋の生理的疲労と具体的に関連付けた報告もみられない.

(3) 従来の筋疲労定義の限界

(2) で述べた生理的筋疲労の定義は, 「筋疲労によって筋収縮のパフォーマンスが低下する」という前提に基づいている. しかし, 前述したように低筋力作業条件では, 例えば, PC 作業時にキータッチが困難になる程に筋が疲弊することはないため, 低筋力持続時の筋疲労は現状の生理的筋疲労の定義によって必ずしも適切に表現できない. このことから, 低筋力持続時の筋疲労を効果的に評価するためには, その原因となる物理的・生理的变化を解明した上で, 将来的には筋疲労を再定義する必要があると言える. ここで, 生体内に生じる物理的・生理的挙動は互いに密接に関係していることから, 将来的に再定義される筋疲労とは, 従来の生理的筋疲労と全くの無関係ではないが「低筋力持続時に特化すれば筋疲労をより効果的に表現できる」ものであると推測される. このため, 本研究では, 従来の生理的筋疲労の定義を暫定的に採用し, 筋の力学特性変化が持続的な低筋力作業中

に生じる生理的疲労に関係していることを明らかにすることで、これが筋疲労を再定義するための重要な要素であることを示す。

1.1.3 低筋力作業の定義と人間工学分野における本研究の意義

近年増加している長時間のPC事務作業や自動車運転では、低出力の筋収縮を持続的かつ断続的に続けるために、筋疲労や痛みを生じることが多い(Søgaard et al., 2003). こうした症例は、肩から腰部にかけて多く生じる(de Looze et al., 2009). 厚生労働省の国民生活基礎調査2010年度版(厚生労働省HP, 2013年1月現在)によれば、病気や怪我について何らかの自覚症状があると答えた40,515人のうち、肩こりをもっとも気になる症例と答えた者は2,896人(約7%)である。また、その内訳は女性が約2.5倍と圧倒的に多い(男性826人, 女性2070人). 情報機器の小型化・高性能化は、場所や年代、性別を選ばずに長時間作業を促しているため、これらの不快は今後益々増え続けると予想される。

肉体的労働分野では最大随意収縮力(MVC)の15%以下であれば身体に支障をきたすことがないとされてきた(de Looze et al., 2009). しかし、肩こりは2~5% MVC(Jonsson, 1988)や0.5~1% MVC(Veiersted et al., 1990; Jensen et al., 1993)といった極めて低い筋力レベルで生じる。また、PC作業などはEMGを用いた従来の疲労研究でよく用いられた最大随意収縮や持続的筋収縮とは異なり、低筋力を長時間、断続的に発揮することが多い。こうした筋疲労はEMGおよびMSVの振幅や周波数の解析(Hansson et al., 1992)では検出し難く、不快を軽減するための定量的疲労計測手法の開発が望まれている。

このため、本研究ではPC作業に代表される低筋力持続時に生じる疲労進行の検出と、それに基づく人間工学的不快評価を将来的展望に見据え、非侵襲性かつ簡便な方法で、作業を中断することなく実現できる新たな体表面計測を開発する。本論文内において、低筋力作業とは10% MVC以下の低筋力を持続的かつ断続的に発揮する条件を指す。

1.2 筋の生理的構造と収縮メカニズム

本節では、本研究分野における基礎的な解剖学的・生理学的知見を示す。

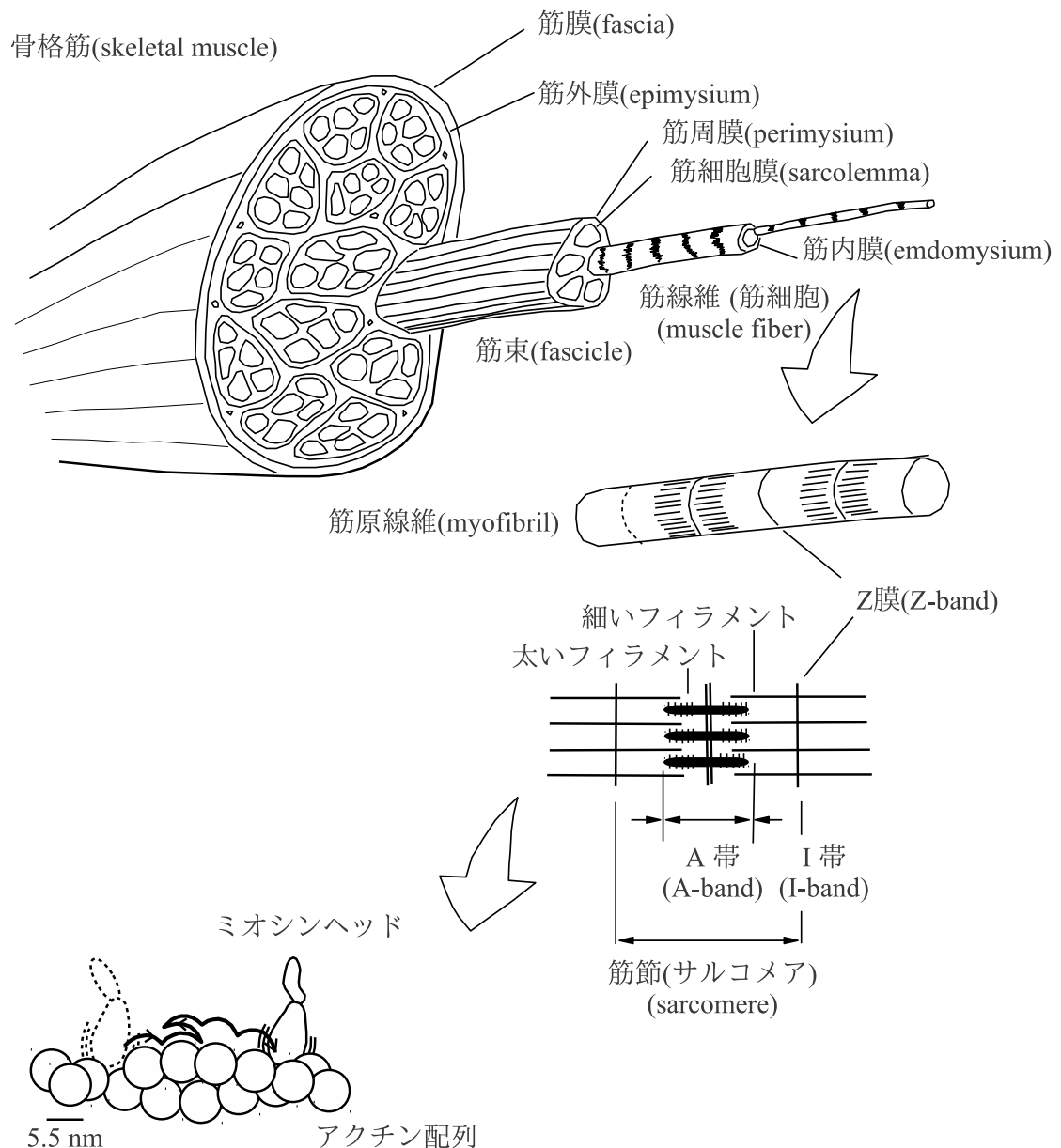


図 1.2 筋の階層構造, 文献 (福永, 2002; Kitamura et al., 2005) を基に製作.

1.2.1 筋の構成要素

図 1.2 に筋の解剖学的・運動学的階層構造を示す.

筋収縮は, 筋原線維を構成するサルコメアと呼ばれる部分の長さが変化することによって生じる. サルコメアは図 1.2 に示すような構造をしており, 図中に示した細いフィラメントと太いフィラメントがお互いを並列構造の間に引き込み合うことで収縮力を生じる. フィラメント間の引き込みは, 太いフィラメントの表面上にあるミオシン分子の頭部と, 細いフィラメントの表面にならぶアクチン分子が架け橋構造 (cross-bridge) を構成し, 図 1.2 のようにミオシンヘッドが隣接するアク

チン分子間を移動してフィラメントをスライドさせることで生じると説明されている (Kitamura et al., 2005).

筋構造の解剖学的最小単位は筋線維(筋細胞)であり, 筋原線維が規則的に配列された構造をしている. 筋線維は, 数10本が集まって筋束を成す. 筋束はミリ単位の太さを持つことから肉眼でも観察でき, 超音波計測を用いた筋束運動の計測等も多く行われている (Muraoka et al., 2004; 小田, 2008).

筋束が形態学的な筋線維の集まりであるのに対して, 運動学な観点からの筋線維の集まりは運動単位と呼ばれる. 運動単位は, 同一の神経支配を受けて同期的に収縮する数千本程度の筋線維から成り, 筋収縮運動の最小単位となる. 一つの筋には, 数100~数1000個の運動単位が存在する. 運動単位を構成する筋線維は, 筋内で筋束のように一ヶ所にまとまっているのではなく, 比較的広範囲(直径5-20mm程度の円領域)に散らばっていることが知られている (Buchthal et al., 1959; 斎藤ら, 2006). これは, 筋全体を収縮させた方が安定した収縮力が得られるためと考えられる. 筋の収縮力は, 小さな力を出すときには少数の運動単位が活動し, 大きな力を出すときには多数の運動単位が活動するという仕方で調節される(例えば, Kukulka et al. (1981), 1.2.3節参照).

このように, 筋は解剖学的にも運動学的にも, 最小構成単位がサブシステムを成し, そのサブシステムがさらに機能的に集合した階層的システム構造となっている.

1.2.2 筋および筋線維の種類

筋は, 運動を担う骨格筋と, 循環を担う内臓筋に大別できる. 以下では本研究で疲労計測の対象とする骨格筋の構造について紹介する.

図1.3のように, 骨格筋は筋束の配置方式に応じて平行筋, 羽状筋に大きく分類できる. それぞれの種類は, 個々に異なる機能・特徴を持っている. 一般的に平行筋は羽状筋と比較して長い筋線維から構成されるために大きな距離を収縮でき, 結果, 大きな関節運動を実現できる. 一方, 羽状筋は筋線維を並列に連ねることで生理断面積を大きくした構造であるため, 生体内の限られたスペースの中で大きな力を出すことができる.

図1.3に示したように, 筋の起始部(骨格筋が骨に付着している部分で体幹に近い側)の分岐構造に応じて, 二頭筋, 三頭筋などの呼び分けが行われることも一般

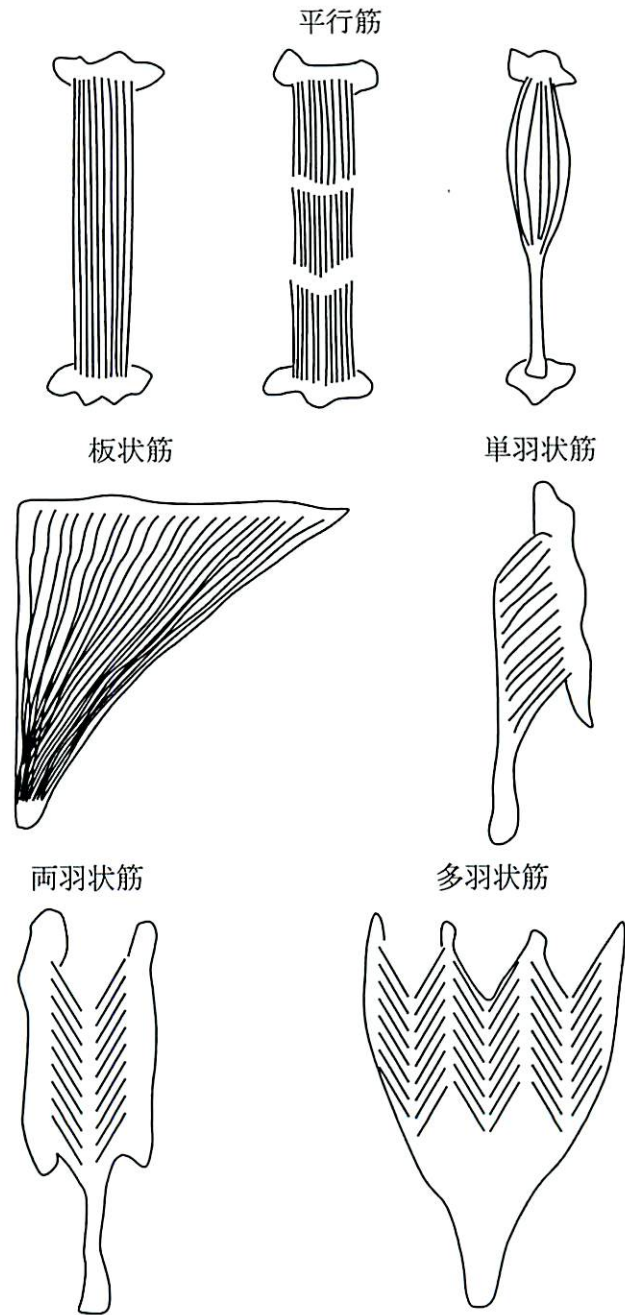


図 1.3 筋束配置による筋の分類. 文献 (Enoka, 1994) を基に改変.

的である。本研究の2章と4章で扱う上腕二頭筋は平行筋かつ二頭筋である。5章で扱う僧帽筋は、筋束が停止部(骨格筋が骨に付着している部分で起始の反対側)にむかって収束する形態をとることから平行筋、羽状筋いずれにも分類されず、起始側の鍵の特徴を取って板状筋と呼ばれることがある。

骨格筋を構成する筋線維は速筋タイプと遅筋タイプに分類できる。速筋線維の割合が大きい筋は白筋(または、単に速筋)と呼ばれ、大きな力を出すことができ

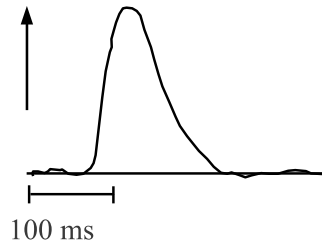


図 1.4 トリガー入力後に運動単位が発揮する収縮力の時間変化.

るが直ぐに疲れてしまう．一方，遅筋線維の割合が大きい遅筋は赤筋（または，単に遅筋）と呼ばれ，持久力に優れた筋肉である．筋に占める白筋と赤筋の割合は解剖後の摘出筋では筋の色合いから明らかであるが，アレイ電極等を用いて体表面から非侵襲的に調べることもできる (Elder et al., 1982).

1.2.3 筋収縮の電氣的制御構造

(1) 運動単位の活動形式

運動単位の収縮は，脊髄 α 運動ニューロンによって実行される．大脳皮質運動野からの運動指令が脊髄 α ニューロンに到達すると，活動電位が生じて神経軸索を伝わる． α ニューロンの発火頻度が増えると神経終板（神経軸索と筋の結合部）に電荷がたまり，この電荷がある閾値を越えると化学反応が生じて筋膜上に興奮物質 (C^{++}) が放出される．この興奮性物質が，筋収縮を生じるトリガーとなる．このように，運動単位の収縮は，all or nothing の運動指令による on-off 制御で実行されている．

神経終板部で生じた興奮性物質は筋膜上を滑って広がり，筋全体を収縮させる．筋膜上で興奮が伝わる速さは筋線維伝導速度と呼ばれ，2~4 m/s 程度であることが知られている (Chanaud et al., 1987). すなわち，筋張力は筋全体から同時に生じるのではなく，神経終板部から腱方向へ一定の時間遅れを伴って広がっていく．ただし，筋上での神経終板分布の仕方 (Aquilonius et al., 1984) や，筋長方向への筋線維配置 (Heron et al., 1993) などの形態的特徴により，収縮力の広がり方が異なることも知られている (Loeb et al., 1987).

図 1.4 のように，運動単位の収縮力はトリガー on 後 100 ms 程度でピークとなる (加藤ら, 1990). 収縮力は 100 ms 程度しか持続せず，0 に戻った後は暫く収縮できない．ただし，トリガー入力後に収縮力がピークとなるまでの時間や，その持続時

間は筋によって異なる．筋収縮力の大きさは個々の運動単位の収縮力の和になることから，収縮力を一定に維持するためには複数の運動単位が代わる代わるに収縮しなければならない (De Luca, 1984)．また，発揮筋力自体の調整は同時に活動する運動単位の動員数か，個々の運動単位の収縮頻度によって調整される．例えば上腕二頭筋では，50 % MVC 程度までは運動単位の動員数を増やすことによって筋張力が増やされ (Kukulka et al., 1981)，それ以上では個々の運動単位の発火頻度自体が増加する．

(2) 高筋力時の疲労発生

筋収縮を持続すると，筋膜状に乳酸などの疲労物質が溜まって (Tesch et al., 1977) 筋内 pH が低下し，結果，筋線維伝導速度が低下すると考えられている (De Luca, 1984; Metzger et al., 1987)．大きな力を出すには大きな筋線維伝導が必要になる (Andreassen et al., 1987; 増田ら, 1992) ため，筋線維伝導速度が低下した筋は収縮力が鈍った疲労状態にある．

上記の上腕二頭筋の例において，50% MVC に到達して全ての運動単位が動員された状態では，個々の運動単位が休むまもなく収縮を繰り返すために疲労が生じやすい．筋疲労が生じると，個々の運動単位の収縮力，つまり図 1.4 のピーク値が小さくなる．これを補うために，中枢系は複数の運動単位を同期的に活動させ，収縮力を重ね合わせるようになる (Bigland-Richie et al., 1986; Freund, 1983)．こうなると，もはや一定筋力を安定して維持することはできず，疲労がさらに進行してついには目標とする収縮力が出せなくなる．

(3) 脊髄反射と筋疲労

脊髄反射は，中枢をショートカットして脊髄から直接的に運動指令が発せられる制御方式である．その代表例が伸長反射であり，筋が急激に伸ばされると筋長を検知する感覚器官 (筋紡錘) が発火し，反射的に筋収縮が生じて関節角度が維持される．

伸長反射における求心インパルス (末梢から中枢に向かう運動指令) を担う筋紡錘は 1 mm 程度の紡錘形の器官であり，筋長に応じて発火することから関節角度を検知する固有感覚器官であると考えられている．筋紡錘は，例えば上腕二頭筋では 300 個程度が筋内に分布している (Kokkorogiannis, 2004)．個々の筋紡錘は自身の

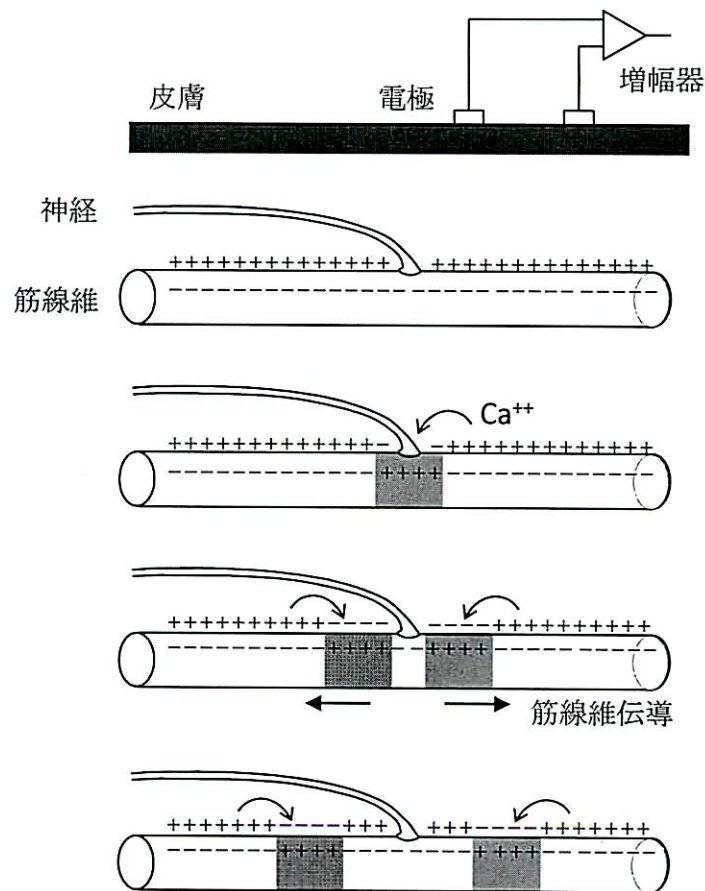


図 1.5 筋電の発生原理. 木塚ら (2006) から引用.

周囲に生じる局所的な変形に反応する (Inbar, 1972) ことから, 筋内における検出領域が空間的に分化されている (Sensory Partitioning) と主張する研究も多い (Cameron et al., 1981; Eldred et al., 1998; Gandevia et al., 1986; Windhorst et al., 1979).

筋紡錘は非常に疲労しやすい器官であることが知られている (佐藤, 1985). 筋紡錘が疲労すると, 姿勢の絶対感覚 (体性感覚) が鈍る (Allen et al., 2006) だけでなく, 求心性インパルスが出にくくなって脊髄反射がうまく機能しなくなる結果, 中枢系の負担が増えることになる.

(4) 筋収縮活動と筋電

図 1.1 に示した EMG は, 本節 (1) で紹介した筋膜での電氣的挙動を図 1.5 のように体表面から計測するものである. ただし, 図 1.5 は表面電極 (体内に挿入する針電極ではない方法) の場合を示している. 筋力を調整するための運動単位の動員数や発火頻度は神経結合部にたまる電荷によって調整されるため, これに

起因した膜電位活動を検出するEMGから筋力調整を行う神経系活動を知ることができる。

また、EMGは本節(2)に示した筋線維伝導速度の低下のような膜電位活動の局所的変化、すなわち疲労もまた反映する(1.4.1節参照)。さらに、本節(3)に示した脊髄反射に誘起される膜電位も検出する。重要なことは、EMGは筋収縮を制御する中枢神経の活動と筋に生じる局所的疲労を共に反映することである。このため、EMGを用いて筋疲労を行う際には外部からの電気刺激で誘起した収縮試験を用いることで、神経系の影響を排除する場合も多い。

1.2.4 筋の力学特性

死後硬直に代表されるように、筋の力学特性は生理循環状態に応じて変化する。死後硬直は、図1.2に示したミオシンヘッドとアクチンフィラメントの架け橋構造において、ミオシンヘッドが特定のアクチン分子に強固に結合して離れなくなった状態である。この現象は筋収縮中にも常に一定程度生じており、筋剛性の増加によって張力の伝達効率を高めている。ミオシンヘッドとアクチン分子の強い結合は、筋線維内のATP(アデノサン3リン酸。ミオシンヘッドはATPを分解することで運動する)が枯渇すると生じる。

筋の硬化は、多くの人が肩こりなどで日常的に感じている現象である。また、理学療法士はマッサージなどによって硬くなった筋をほぐしている。これらの筋の力学特性変化は前述のATP枯渇や疲労物質の蓄積に伴って生じると考えられるが、現状、その具体的発生メカニズムは明らかではない。また、経験的・主観的に感じられる不快感とは裏腹に、次節で述べるように低筋力条件で生じる筋の力学特性変化を定量的に知ることは容易ではない。

1.3 体表面振動を用いた筋の力学特性の計測

体表面振動から筋の力学特性を計測する手法は、筋収縮由来の振動を利用するものと外部機器からの加振を利用するものがある。

1.3.1 筋収縮由来の体表面振動

筋収縮時に生じる微小な振動を体表面上から計測した信号は筋音(Muscle sound)と呼ばれる。筋音とは、発見当初に実験者が被験者の身体に耳をあてることで音

を聞き取っていたことから定着した呼称であるが、現在では、機械的振動を表す Mechanomyography という用語が用いられることが多い。本研究では、筋収縮由来の体表面振動 (Body surface vibration elicited by muscle contraction) という位置づけから、MSV と呼ぶ。

図 1.1 において、被験者の意志によって維持されている EMG(1.4.1 節参照) とは異なり、MSV は筋疲労の発生に伴って発揮筋力と共に減少している。このことから、MSV は EMG とは異なって筋収縮システム構造の出力側を反映し、筋の力学特性を反映すると考えられている。

(1) MSV の構成要素

MSV の発生メカニズムは未だ明らかではないが、現状では以下に示す説が有力である。

(A) 筋線維活動

筋収縮が非圧縮流体の変形と捉えられるように、筋線維は収縮時に筋腹付近の径を増す。これに伴って筋内に生じた粗密波が体表面にまで伝播したものが MSV であると、古くから考えられてきた (Gordon et al., 1948)。この説によれば、MSV の周波数は EMG と同様に運動単位の動員数や発火頻度を反映する (Orizio et al., 1990)。実際、MSV を用いた運動単位の活動特性の調査が数多く行われている。例えば、上腕二頭筋の筋出力を 5% MVC から 25% MVC まで徐々に変化させると、MSV の平均周波数は凡そ 15 Hz から 20 Hz 強にまで増える。この変化は、運動単位の動員数の増加、特にほぼすべての遅筋線維 (1.2.3 節参照) が動員されて速筋線維が活動を始めるフェーズを反映すると考えられている (Akataki et al., 2001)。筋力がさらに増えて運動単位の動員数と発火頻度が増加すると、MSV の平均周波数は最大で 40 Hz 強になる。

EMG が複数の運動単位への非同期的な電気刺激 (1.2.3 節参照) の重ね合わせによって高周波数領域にまで成分を持つのに対して、この重ね合わせの反映は MSV では低周波数領域に限定的される (Orizio et al., 1996)。実際、EMG の周波数帯域が一般的に 5-500 Hz であるのに対して、MSV の周波数帯域はせいぜい 1-200 Hz である。また、筋疲労時に EMG で生じる平均周波数の減少が MSV ではみられないことも確認されている (Mamaghani et al., 2002)。これらから、MSV

は複数の運動単位の活動を劣化させずに検出することには必ずしも向かず、その周波数特性も筋線維活動とは厳密には一致しないと予想される。

一方、単一の運動単位を活動させた場合のMSVには、その運動単位の運動が端的に反映される。例えば、前脛骨筋のように筋線維が起始点と停止点を結ぶ直線に対して湾曲している場合には、径方向ではなく横方向に生じる(直線化する)筋線維変形をMSVがよく表すことが確認されている(Cescon et al., 2008)。しかし、単一運動単位の活動計測は複数の運動単位や筋の活動が入り混じる実際の筋活動の評価において現実的ではない。

(B) 筋および周囲軟部組織の粗大振動

筋線維活動に起因して、筋全体に固有振動数を反映した粗大振動が生じると考えられている(Barry et al., 1990a)。この現象は、摘出筋(Barry, 1987; Dobrunz et al., 1990; Frangioni et al., 1987)だけでなく生体内でも生じ、特に上腕二頭筋では、Lateral motionと呼ばれる外側-内側方向に揺れる粗大振動が18-30 Hzに確認されている(Ouamer et al., 1999)。こうした粗大振動の発生を力学的にモデル化し、筋の力学特性を解析する手法も提案されている(Frangioni et al., 1987; Barry et al., 1988; Dobrunz et al., 1990)。

(C) 種々の外乱

生体表面の振動には体動(Watakabe et al., 2001)や10 Hz周辺に生じる生理振戦(福本, 1993, 1995)などがノイズとして混入しやすい。また、HSVも筋線維活動の計測という観点からはノイズに他ならない(McKay et al., 1998, 2007)。

(2) MSVによる疲労検出

上記(A)で述べたMSVに反映される筋線維活動は電氣的疲労を、(B)で述べた粗大振動は機械的疲労(筋疲労の定義は1.1.2節参照)を反映する。MSVによる電氣的疲労の計測は、特に低筋力条件では運動単位からの振動エネルギーが微弱であるために(B)で述べた粗大振動や(C)で述べた外乱に干渉され易い。また、筋線維活動の周波数帯が(B)(C)の周波数帯と一致する場合があることや、(B)(C)の生じ方や周波数帯域が発揮筋力レベルに応じて変化することが、筋線維活動の抽出をさらに困難にしている。

一方、MSVによる機械的疲労の計測は、摘出筋を電気刺激したり、特定筋力で

の等尺性収縮中を計測するような実験室的環境では有効と考えられるが、体動などのノイズが生じる実際の作業中での評価は困難となる。また、力学特性を表す(B)粗大振動とその加振源である(A)筋線維収縮を分離できない。このため、本研究で対象とする低筋力持続時の機械的疲労の検出に、MSVは必ずしも適さない。

(3) MSV のその他の応用分野

(A) 医学的応用

筋収縮の入力を反映するEMGが神経系の障害を発見・診断するのに有効である一方で、筋収縮の出力側を反映するMSVは筋自体の異常を発見できると期待できる (Barry et al., 1990b). 未だ発展段階の分野ではあるが、例えば、進行性筋ジストロフィ症 (Barry et al., 1990a), 筋強直性ジストロフィ症 (Orizio et al., 1997), 痙直型脳性麻痺 (Akataki et al., 1996), ポリオ後症候群 (Rodoriquuez et al., 1996), パーキンソン病 (Brown, 2001), 神経麻痺 (Hufschmidt et al., 1987) に伴う筋硬化の診断などが研究されている。

(B) 生理学的応用

筋収縮の出力側を反映するMSVの特性を生かし、筋の強縮特性の調査が行われている (Søgaard et al., 2006; 渡辺ら, 2008, 2010; Watanabe et al., 2010). また、近年では多点計測 (1.3.5 節 (2) 参照) を活用した運動単位の構造解析も盛んである (Cescon et al., 2007; Farina et al., 2008; Kaczmarek et al., 2009).

(C) 人間工学的応用

MSVを用いた筋疲労検出は一定張力の等尺性収縮のような実験室レベルの試験では数多く試みられている (例えば, Weir et al. (2000); Madelein et al. (2002); Orizio et al. (1999); Søgaard et al. (2003)). 実作業レベルでの応用例は少ないが、例えば須藤ら (2011) は実験的に再現した長時間の立ち仕事の前後でMSV波形が変化することを報告している。

本研究2章では、MSVとHSVの比較によって従来では必ずしも明らかではなかったMSVの周波数成分の意味が明かになる。この成果は間接的に上記の分野に貢献することになる。

1.3.2 外部機器からの加振を利用した体表面振動

外部機器から体表面に加えたインパルス状の加振，またはランダムな多周波加振によって生じる体表面振動から筋の力学特性を推定する手法が提案されている．前者の一例がマイオトノメトリであり，図 1.6 に示すように機械刺激インパルス直後に体表面に生じる自由減衰振動の波形から筋の剛性と粘性を推定することができる (Korhonen et al., 2005)．実際，パーキンソン病に伴う筋硬化をマイオトノメトリを用いて評価した例がある (Marusiak et al., 2010)．また，事務作業者の就労後の下腿硬化を検出したという報告もある (Roja et al., 2006)．

後者では，体表面に複数の周波数の振動を入力した際に生じる体表面振動から筋の力学特性を推定する (入江ら, 1999, 2003; 岡ら, 1994)．例えば岡ら (1996) は，長時間の自動車運転中の腰部の硬化を多周波数加振式の体表面振動を用いて計測している．

外部機器からの機械刺激を用いた体表面振動計測は低筋力条件で生じる微小な変化の検出も期待できるが，加振が作業に干渉することが問題になる．実際，現状では作業を中断して特定の姿勢 (脱力臥位や座位) を取らせてから計測が行われるケースがほとんどである．こうした計測では作業中の疲労進行を追尾することができないため，疲労が生じ易い連続作業時間の調査や，疲労のリアルタイム警告に発展できない．

1.3.3 脱力中の体表面振動計測

(1) 脱力中の MSV 計測

脱力中にも筋は僅かに活動している．これを計測するために脱力中の筋上で MSV 計測を行った研究例がある (McKay et al., 2004, 2007)．脱力中の筋活動は微弱であり，図 1.7 に示すように，MSV 内に混入する心拍由来の振動よりも圧倒的に小さい．McKay et al. (2004, 2007) では，MSV に干渉するノイズとして心拍由来の振動が除去されているが，本研究ではこれをマイオトノメトリにおける外部機器からの加振に置き換え，生体信号のみからの筋の機械特性計測を試みる．

なお，MSV 内への心拍の混入は前腕 (McKay et al., 2004) と大腿上 (McKay et al., 2007) で確認されている．このように心臓から離れた計測点から得られる HSV は動脈を介しての心拍の波及と考えられるが，体幹上などの心臓に近い計測点では以下に示す心音が心臓から直接的に波及する成分が支配的になる (3 章参照)．

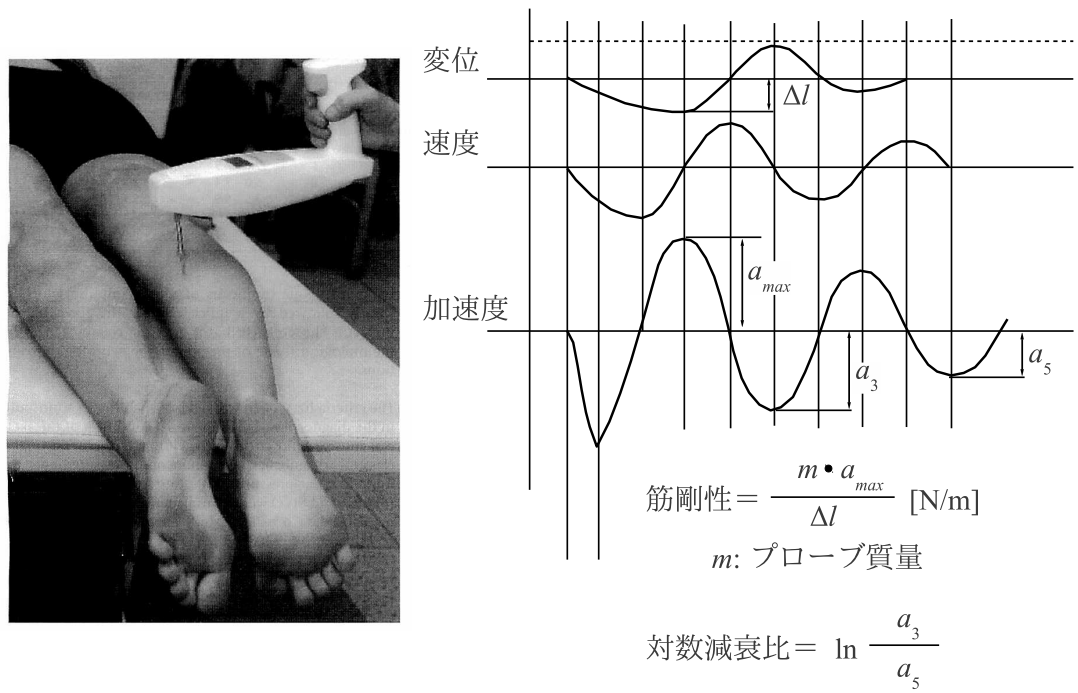


図 1.6 マイオトノメトリ. (A) 計測風景. (B) 波形からの粘弾性パラメータ推定方法. 文献 (Roja et al., 2006) を基に改変.

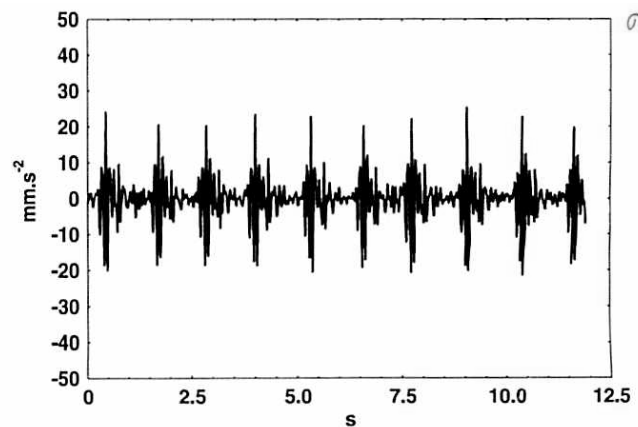


図 1.7 MSV に混入する心拍. 文献 (McKay et al., 2007) から引用.

(2) 心音

心音 (Phonocardiography, 以後 PCG) とは, 心臓の収縮活動に伴って発生する音であり (Luisada, 1986), 一般的には聴診器を胸に当てて聴き取られている. PCG をより定量的に解析して心収縮活動を調査する場合, マイクロホンや加速度計を応用した専用のセンサが使用される (Leech et al., 1980; Luisada et al., 1958).

図 1.8 に PCG の波形を示す. 一般的に, PCG は収縮期に生じる I 音と拡張機に生じる II 音から構成される (II 音の後に, 微弱な III 音, IV 音が聞こえることもある).

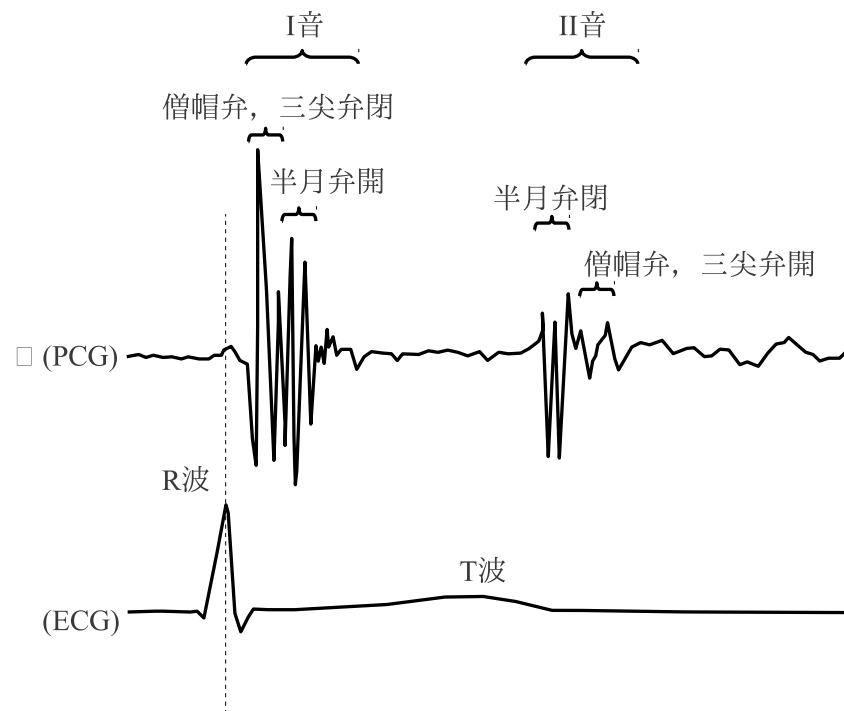


図 1.8 PCG 波形. Luisada et al. (1958) を基に改変.

I 音は心電 (Electrocardiography, 以後, ECG) R 波ピークの後に, II 音は ECG T 波ピークの後に生じる. さらに, I 音と II 音にはそれぞれ複数の棘が生じる. これは, 収縮期では僧帽弁と三尖弁が閉じてから大動脈弁と肺動脈弁が開く, 拡張期では大動脈弁と肺動脈弁が閉じてから僧帽弁と三尖弁が開くというように, PCG が心活動に伴う複数かつ一連の心臓弁活動を反映するためである.

代表的な心音の計測点は心基部と心尖部である. 心基部は, 僧帽弁と三尖弁の直上の胸部の中心付近に位置し, I 音がよく聞こえる. 一方, 胸部の左側部寄りにあって半月弁に近い心尖部には, II 音がよく聞こえることが知られている.

1.3.4 従来の体表面振動と HSV の位置づけ

HSV は, マイオトノメトリにおいて外部機器から体表面に加える機械刺激 (図 1.6 参照) を, 心拍に由来して血管を介してかまたは直接心臓から筋に加えられる振動に置き換えたものに相当する. 安静な低筋力作業時には心拍変動が少ないため, これによる加振強度は一定に保たれることが期待できる. このため, MSV で問題となる電氣的疲労の混入を避け, 機械的疲労のみを計測することができる. また, 心拍という生体内の信号を利用するためにマイオトノメトリや多周波数式の加振で問題となる作業への干渉が生じない. このため, HSV は, 実際の PC 作業

中などを計測して機械的疲労の進行を時系列的に追跡することが期待できる。

1.3.5 体表面振動の計測技術

(1) 計測センサ

体表面振動は、マイクロフォン (Bolton et al., 1989), 接触力センサ (Watakabe et al., 1998), 加速度センサ (Akataki et al., 2001; Cescon et al., 2004), レーザー変位計 (Beck et al., 2009; Orizio et al., 1996; Yoshitake et al., 2008) などの様々なセンサを用いて計測される。これらのセンサは、それぞれ一長一短の特性を有する。

90年代までによく使用された圧電素子型の接触力センサは、接触力を計測するために比較的大きな重りをセンサ内に内蔵する必要がある (Watakabe et al., 1998)。近年では筋収縮活動への干渉を避けるためにセンサの小型化、軽量化が進んでおり、接触力センサが使用されるケースは少なくなっている。

軽量化・小型化が可能な圧電型加速度計が、近年の体表面振動計測の主流になりつつある。実際、国内において筋音計とは加速度計を指す (メディセンス HP, 2012 年 8 月現在)。しかし、感度が高いことは得られた信号の物理的意味を検討したり、体動などのノイズ (Watakabe et al., 2001) の混入を避ける上ではデメリットにもなる、このため、以下に示す伝統的なマイクロフォンが未だに使われたり、新たなセンサの開発 (岡ら, 2011) が行われている。

マイクロフォンは、最も伝統的な MSV センサである。マイクロフォンを用いた体表面振動では、皮膚表面上に密閉空間 (チャンバー) を作り、皮膚表面の隆起に応じてチャンバー内に生じる圧力変化を検出する。この構造は体動の干渉を受けにくい (Watakabe et al., 2001) が、本来音を計測するための検出部の測定周波数帯域は MSV の周波数帯域 (1.3.1 節参照) とは必ずしも一致しない。

レーザー変位計は、空間上に固定されたセンサと身体表面との間の距離を計測する。この計測は、得られる物理量が明解で感度にも優れるが、体表面にはり付けることができないために体動の干渉が加速度計よりもさらに大きい。

(2) センサの配置方法

体表面振動計測は、一般的には図 1.9(A) のように被験筋の筋腹部にセンサをはり付けて行われる (単点計測) が、近年では、複数のセンサを図 1.9(B) のような線上や図 1.9(C) のような格子状に配置する (多点計測) ことも多い。多点計測は、生体内

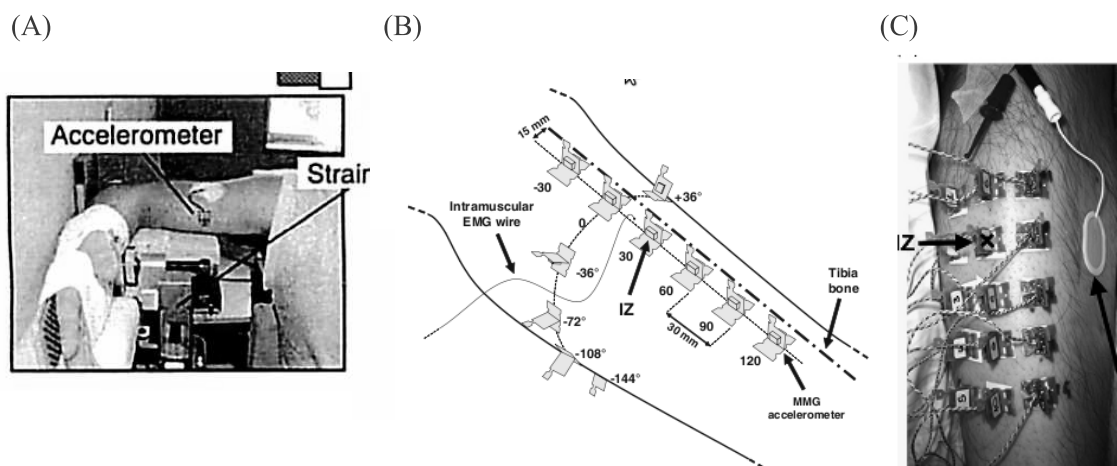


図 1.9 MSV センサの配置風景. (A) 筋腹での単点計測. (B) 線上の多点計測. (C) 格子状の多点計測. それぞれ, Akataki et al. (2001), Cescon et al. (2008), Cescon et al. (2007) から引用.

の筋運動を空間的に捉えられるため, 粗大振動の計測 (Archer et al., 2010; Ouamer et al., 1999) や運動単位の構造解析 (Cescon et al., 2007; Kaczmarek et al., 2009) で用いられている.

このように, 現状では万能な体表面振動計測手法は存在しないため, 計測目的に応じて計測センサや配置方法を適宜設定する必要がある.

1.3.6 体表面振動と筋疲労の関係

筋疲労時には筋が硬くなるといった言及は良く行われるが, ここで言う疲労の定義は必ずしも明確ではなく, 筋が硬くなること自体を疲労と呼ぶのか, 筋に生理的疲労が生じている条件では筋が硬くなるのかが曖昧な場合が多い. これに対して入江ら (2003) は, 10% MVC の等尺性収縮試験を用いて生理的疲労の発生には筋剛性の増加と筋粘性の減少が伴うことを明らかにした. このことは, 筋収縮システム内において筋の機械的特性が神経系の電氣的活動と同様に重要な役割を果たすことを示唆している. しかし, 入江らの実験は主に筋収縮中を計測しているため, 生理的筋疲労の原因が電氣的疲労によるのか機械的疲労によるのかが明らかではない. PC 作業などの実作業では発揮される筋力がさらに小さく, しかも断続的になることから, 等尺性収縮と比較して電氣的疲労の影響が小さいと予想できる. 本研究ではこのことを具体的に証明し, 低筋力作業時の筋疲労は電氣的疲労よりもむしろ機械的疲労によることを明かにする.

1.4 筋疲労解析の現状

本節では，体表面振動以外を用いた筋疲労検出方法を紹介する．

1.4.1 生体計測

(1) 筋電

筋電 (Electromyography, 以後 EMG) は，1.2.3 節で示した筋収縮のトリガーとなる筋膜上の電氣的興奮性物質の挙動を計測する．EMG の計測は，表面皿電極を筋上の皮膚表面にはるか，または針電極を皮膚表面から筋内に挿入することによって行われる．表面皿電極を用いた EMG 計測は簡便で専門性を要しないが，電極下の広範囲の電氣的活動を反映するために特定の筋や運動単位の活動を調べることに不向きである．一方，針電極は挿入箇所の局所的計測を実現できるが，侵襲性を伴うために実施に制限が生じる．

EMG を用いた筋疲労評価は，筋疲労の前後で特定筋力を発揮するか (Søgaard et al., 2003)，電気刺激を用いた筋収縮試験 (Orizio et al., 1999) によって筋収縮の入力または出力を統一して行われることが多い．筋線維が疲労して個々の筋線維の収縮力が小さくなると，より多くの運動単位を動員するために活動電位が増加する結果，EMG 振幅は大きくなる．また，筋疲労時に 1.2.3 節に示した運動単位の同期化が生じると，非疲労時には非同期的に足し合わされて複雑な波形となる EMG が単純化し，結果，周波数が低くなる．活動電位の増加や運動単位の同期化は，EMG のスペクトル解析から得られる平方根平均二乗振幅 (RMS) と平均パワー周波数 (MPF) に表れることがよく知られている．

筋疲労時に生じる筋線維伝導速度 (1.2.3 節参照) の低下も EMG のスペクトルに表れる (De Luca, 1984)．筋線維伝導速度は，筋線維方向に配置したアレイ電極を用いて直接計測することもできる (Andreassen et al., 1987; 増田ら, 1992)．また，筋のパフォーマンス低下に伴って神経系が興奮性物質放出の閾値 (1.2.3 節参照) を下げる現象が，EMG に反映すると主張する研究もある (Søgaard et al., 2003)．このように，EMG は筋への刺激入力に関わる電氣的疲労を主に反映する．

EMG を用いた筋疲労検出はスポーツ時などの高筋力条件や，10% MVC 程度の低筋力でもそれが定常的に生じるような条件では有効である (Hagberg, 1981)．しかし，さらに小さな筋力 (1.1.3 節参照) が断続的に発揮される PC 作業などの評価に

は必ずしも適さない (de Looze et al., 2009). これは、低筋力条件ではEMGがそもそも微小にしか観測されないために、筋疲労に起因したEMGの変化もまた微小になるためと考えられる。PC作業の上肢負担を計測した例 (高橋ら, 2010) はあるが、キータッチ時の筋活動を上肢姿勢の違いに応じて短時間評価するに留まっている。Seghers et al. (2003) ではPC作業中の疲労を反映したEMG変化についても論じられているが、実際の作業中のEMGは神経系の筋力制御も反映する (1.2.3節参照) ために、EMGの変化が疲労を表すとは限らないことが明記されている。針電極を用いればキータッチ時の手部の内・外在筋の微小な筋活動までを詳細に調査できる (Dennerlein et al., 1998; Dennerlein et al., 2007) が、侵襲性を伴うことから人間工学レベルの活用には適さない。

(2) むくみ

長時間立ち姿勢や座位を取りつづけると、静脈流が滞って細胞間液部に水分が溜まった状態、いわゆるむくみが生じる (Seo et al., 1996). むくみは、長時間の事務作業や立ち仕事を行う女性に悩まれることが多い。このため、周長法、水置換法、生体インピーダンス法 (Seo et al., 1995) などのむくみ計測方法が提案され、これらの計測技術を応用した椅子開発例 (川上ら, 2007) もある。また、むくみは下肢を運動させて血流を促すことによっても解消される (Winkel et al., 1986) ことからロッキングチェアの効果調べた研究もある (Udo et al., 1999).

むくみは筋線維に張りを生じて筋線維活動を物理的に妨げると考えられており (Crenshaw et al., 1997; 須藤ら, 2011), 機械的疲労の評価指標になると期待できる。しかし、姿勢変化によって計測条件が容易に変化してしまうことから、計測時には足を床にはり付けるなどの姿勢拘束が伴い、自然な実作業を長時間計測することは困難である。

(3) 筋硬度計測

筋硬度を押し込み硬さから直接的に計測する機器も市販されている (Leonard et al., 2004). しかし、現状では筋力トレーニング効果などの大きな力学特性変化の評価を目的としているため、低筋力持続時のような微小な力学特性変化の検出には適さないと考えられる。

また、関節を受動的に動かした際の抵抗から筋の力学特性を推定する方法もあ

るが、やはり低筋力持続時の機械的疲労を検出できていない (Selen et al., 2007).

(4) その他の生体計測

筋疲労時に貯まる疲労物質の代表に乳酸がある (1.2.3 節参照). 乳酸集中の程度は、バイオプシーによって筋組織か血液を採取し、それを化学的に分析することで知ることができる. この方法は被験者への負担が大きく簡単には行えない. 非侵襲的な計測デバイスも市販され始めたが、筋力トレーニングに伴う高負荷時の疲労評価を主な目的として開発されている (生田ら, 2010). そもそも、本研究で対象とするような低筋出力条件で乳酸集中が起きるかも疑わしい. また、近年では乳酸は筋疲労を生じる疲労物質ではないと主張する研究も多く (例えば、(和田ら, 2006)), 筋疲労の一定説が覆されつつある.

非侵襲的に生体内筋の代謝状態を知るための装置の開発も進んでいる. 磁気共鳴分光法 (P-MRS) では、筋のエネルギー代謝を表すクレアチンリン酸、無機リン酸、アデノシン3リン酸の濃度を知ることができ、一定筋張力を維持した際の疲労進行解析 (木村ら, 1998) や筋肉痛の調査 (Raymer et al., 2009) の前例がある. 近赤外光法 (NIRS) もまた血流や酸素消費量を非侵襲的に計測することとができ (Shang et al., 2012), 筋電との相関も高い (Moalla et al., 2006) ことから筋疲労評価の重要なツールになると期待できる. しかし、これらの方法を低筋力条件に適用した研究は少ない. また、EMG 計測で用いる表面皿電極のように運動中の身体にセンサを取り付けることも困難である.

筋活動計測に MRI が使われる例も増えている (Akima et al., 2002). MRI は筋収縮の痕跡として生じる解剖学情報を検出し、筋収縮後の筋疲労の回復過程までを計測した例もある (Takahashi et al., 2012). しかし、MRI 計測は非常に高価で大規模な装置を要するため、人間工学レベルの応用には適さない.

ATP 供給 (1.2.4 節参照) を担う筋への血液循環に注目した研究もある. 大きな筋力を発揮する際には心臓が血流を増やすが、血管を圧迫する筋内圧も同時に上昇し、ある筋力レベル以上になると筋内圧上昇の影響が循環活性の影響を上回って血流が悪くなる (Sadamoto et al., 1983). 例えば、上腕二頭筋では筋力が 50% MVC を越えると平時よりも血流が悪くなる (Bonde-Petersen et al., 1975). しかし、Sadamoto et al. (1983) の論文内のデータから、10% MVC 以下の低筋力条件での血流不足の原因は筋内圧の上昇よりもむしろ、心臓への負荷が小さすぎて血流量が増加しない

ことであるとも推測できる。すなわち、低筋力持続時には従来からよく知られる高筋力時とは異なる仕方で血流障害が生じる可能性がある。実際、持続的な筋収縮では血流障害が生じ易いという報告 (Bonde-Petersen et al., 1975) もある。しかし、非侵襲的な血流計測では皮膚付近の血流評価 (佐々木ら, 2006) が限界となり、筋への循環状態を知ることは難しい。

1.2.1 節でも紹介したように、超音波計測によって観測可能な筋束の運動から、生体内での機械的な筋の疲労状態を計測した研究もある (Ohta et al., 2009)。例えば Shi et al. (2007) によれば、80% MVC を 30 s 持続した際に EMG の RMS と MPF は線形的に増加・減少するが、筋の形態的厚みは 10 s 程度で急速に大きくなったあと横ばいになる。この現象は筋の強縮によると考えられている。このように、超音波計測は筋の機械的活動の計測が可能であるが、体動や筋活動時の体表面隆起を避けて超音波プローブを体節に正確に固定し、画像内に詳細な座標系を設定することができないため、低筋力収縮時に生じる微小な形態変化までを解析することは困難と予想される。プローブ固定の困難さは PC 作業などの実作業中やその前後を同じ条件で計測するに当たっても致命的な問題になる。

神経に針を指して中枢活動を直接的に計測する手法もある。本節冒頭で紹介した EMG は、神経系からの活動電位が筋に到達した後の化学反応による電気的活動を検出するため、中枢由来の電気的疲労と筋膜で生じる末梢部の電気的疲労を共に検出してしまうが、神経計測では中枢由来の疲労のみを計測できる。これにより、1.2.3 節で述べた筋紡錘の疲労を検出することも可能になる。しかし、侵襲性を伴うことから、やはり人間工学分野での活用は困難である。

1.4.2 モデル推定

(1) 筋張力の推定

筋収縮時に筋にかかる力を推定できれば、疲労発生に関わる生体内負荷の発生と作業条件の関係を検討できる。生体内力の計測は侵襲性を伴うため、筋骨格モデルを用いた筋張力推定が行われている。代表的な適用事例として、歩行 (山崎, 1975; 山崎ら, 1992; Ogiwara et al., 2001)、把持運動 (Valero-Cuevas et al., 2003; 豊田ら, 2006)、荷物の持ち上げ (Lin et al., 1999) などがある。

筋骨格モデルによる筋張力推定は主に高筋力条件に有効であるため、ステアリング動作 (吉田ら, 2010; Pennestri et al., 2007) やキータッチ (Wu et al., 2008) の解析は

未だ発展段階である。また、ヒトと外界との境界条件、例えば、着座時の摩擦等をモデル化することが難しいため、筋張力を正確に推定する必要がある研究ではモデル化しやすい接触条件でヒトを運動させてモデル推定の結果を評価するといった方法がとられることさえある (Valero-Cuevas et al., 2005, 1998)。さらに、一つの関節に複数の筋が作用する不静定問題の解法にはヒトの運動規範を模擬した目的関数が必要になるが、現状提案されている Min-max 法 (Dul et al., 1984) や三乗和最小法 (Crowninshield et al., 1981) は高筋力時などの特定の筋活動条件にしか適用できない。事実、生体内に歪みセンサを埋め込んで計測した腱張力が、モデルによる推定結果よりも小さかったと報告されている (Dennerlein et al., 1998)。

(2) 疲労推定モデル

筋骨格モデルによる筋張力推定は時々刻々の力の釣り合いを解いているに過ぎないため、筋に負担が蓄積するといった時系列情報を含まない。一方、筋疲労時の力発揮能力の低下 (Deeb et al., 1992; Hawkins et al., 1992, 1993) や、個々の運動単位の活動・疲労状態 (Liu et al., 2002) を数式化することで、筋疲労の進行を数理的にモデル化した研究もある。しかし、提案されている多くのモデルは最大または特定の筋張力を維持するような単純な筋収縮条件を対象としている。筋力の増減を含む運動時の疲労評価を行うモデルもある (速水ら, 2006) が、やはり大多数の運動単位が活動する 50% MVC 以上での筋活動をモデル化している。このように、現状の疲労推定モデルは生理的挙動が良く解明されている高負荷条件の筋活動を数式化したものであり、低筋力条件における疲労のモデル化は未開拓分野であると言える。

1.4.3 課題

このように、筋疲労を計測・推定する手法は近年にも多く提案されてはいるが、実作業の計測に応用できる手軽さと簡便性を有する手法は1950年代から変わらず主にEMGである。また、筋疲労後に筋に生じる変化を検出しようとする研究は多いが、(特に低筋力条件における) 作業中の筋疲労進行を時系列的に解析することをねらった研究は少ない。長時間の低筋力作業によって生じる筋疲労に悩む人が増えている今日において (1.1.3 節参照)、実作業中の筋疲労評価という視点からのブレイクスルーが求められていると言える。このため、本研究ではEMGと同等の

簡便性と作業中を計測できる実用性を有し、かつ本研究で対象とする低筋力持続時の筋疲労検出への発展が期待できる手法を開発する。

1.5 本論文の構成

本研究では低筋力持続時に生じる機械的疲労検出を人間工学レベルの簡便性かつ、作業中を計測できる実用性を携えて実現すること目的として、HSVの計測・解析方法を開発すると共にその適用事例を示す。

まず2章では、HSVの基本的性質を知るために従来からよく知られている筋収縮由来の体表面振動(MSV)とHSVの比較を行う。これにより、MSVよりもHSVの振幅成分が支配的になる低筋出力条件では、(1) MSVをキャンセルしてHSVのみを取り出す解析手法、(2) 入力機械刺激の統一方法を確立できれば、マイオトノメトリと同様の仕方で筋の力学特性計測を行える可能性があることを示す。

3章では、異なる身体部位、すなわちPC作業中の肩こり等が問題になる僧帽筋上部と、自動車運転等で疲労する上腕二頭筋から得られるHSV、およびそれらの入力を反映する心臓直上のHSVを比較する。これにより、HSV波形に筋の力学特性が反映される力学的なメカニズムについての仮説を立てる。

4章では、末梢筋の代表として上腕二頭筋を取り上げ、3章で立てた仮説の検証を試みる。上記課題(1)の克服のために、10% MVCの等尺性収縮というPC作業や自動車運転と比較して強めの負荷を採用する。10% MVCは連続的な等尺性収縮時に生理的筋疲労に伴って筋の力学特性が変化することが報告されている筋収縮強度でもあり(1.3.6節参照)、新たに断続的な筋収縮条件を試験することで電氣的疲労の回復後も機械的疲労に由来した生理的疲労が生じることを証明することに適している。

5章では、体幹付近にある代表的筋で肩こりに関係すると考えられる僧帽筋上部を被験筋とし、HSVの実用性評価のために実際のPC作業中を計測する。僧帽筋ではHSV自体が微弱となり、また実作業中の計測では姿勢の拘束や筋収縮強度などの実験条件の統一が困難となって課題(2)が特に問題となることから、心電と心音および体幹角度を同時計測してHSVの加振源である心臓活動の影響を詳細に検討する。

最後に、6章で結論を述べる。

2 心拍由来体表面振動の基本的性質

2.1 実験目的と概要

本章では，HSV の基本的性質を調査し，筋疲労評価ツールとしての活用方針を検討するために，従来からよく知られる筋収縮由来の MSV と，心拍由来で生じる HSV の比較を行う．これにより，低筋力持続時の機械的疲労評価の指針と必要条件を得る．

1.3.1 節に示したように，MSV には主に (1) 収縮中の筋線維の径変化に伴う局所的振動と (2) 筋の共振特性を反映した粗大振動 (bulk movement) が含まれる．(1) には筋の電氣的疲労が，(2) には筋の機械的疲労が表れる．PC 作業時などの筋負担は筋の機械的疲労によると考えられることから，本章では特に (2) に注目し，多点 HSV 解析から得られる脱力中の粗大振動と，多点 MSV 解析から得られる筋収縮中の粗大振動とを比較する．これにより，個々の被験者に生じる粗大振動は，その被験者特有の身体特性を反映して脱力中と筋収縮中で共通したパターンで筋および周囲軟部組織を変形させることを明かにする．このことは，低筋力条件の HSV に筋の機械的特性がよく表れることを意味しており，生体信号を利用したマイオトノメトリの可能性を示唆する．

2.2 方法

2.2.1 被験者

被験者は，表 2.1 に示す右利き男性 10 名であった．被験者は，幅広い体格を計測できるように BMI をできるだけばらつかせて (23.0 ± 2.5 , 平均値 $\pm$ 標準偏差) 選定した．全ての被験者には，実験前日から激しい運動を控えさせ，普段どおりの生活をするよう指示した．被験者には，事前に実験内容をよく説明した上で文書で同意を得た．本実験は，ヘルシンキ宣言による倫理基準に基づき，慶應義塾大学理工学部生命倫理委員会にて承認された．

2.2.2 実験手順

MSV 計測時は，体動 (Watakabe et al., 2001)，生理振戦 (Ouamer et al., 1999)，筋力動揺 (Kim et al., 2008) の影響を強く受けることから，身体を拘束し，かつ，発揮筋力などを厳密に設定・統一することが一般的である．本実験では，代表的な先行研究

を参考に、以下のように計測条件を定めた。

(1) 実験肢位 (Akataki et al., 2001)

計測は、先行研究の豊富な上腕二頭筋の等尺性収縮について行った。実験中、被験者には図2.1のように背面サポート、脇腹サポート、胸部サポートで体幹を固定した椅座位をとらせた。実験を行う利き腕は、水平位から手の平内向きで肘関節を90°曲げさせた姿勢をとらせ、下方から回転板で支えた。回転板は肘関節直下に設置されたベヤリングでベース部と固定されており、肘関節運動のみを実現できる。被験者の手関節部には荷重計 (LUR-A-599NSA1; (株) 共和電業) と連結した板を押させた。荷重計は被験者の視点前方1mに設置したPCに接合されており、筋出力をリアルタイムフィードバックできる。

(2) 最大随意収縮 (MVC) 力の計測 (Yoshitake et al., 2008)

被験者の体力に応じて発揮筋力を正規化するために、M(H)SV計測に先立って、各被験者の最大随意収縮 (MVC) 力を計測した。MVCは、脱力状態から3-4 sかけて徐々に屈曲力を限界まで上げ、その後、2 s程度維持できる出力レベルと定義した。計測は3回行い、その中で最も大きい値をMVCとみなした。被験者の疲労を避けるために、最大筋力および以後に示す収縮試験は、全て最低1 minの休憩を挟んで行った。

表 2.1 被験者身体特性。身体計測の方法は文献 (生命工学工業技術研究所, 1996) に従った。皮下脂肪厚は上腕三頭筋部で計測した。

被験者呼称	年齢	身長 [mm]	体重 [kg]	BMI	上腕長 [mm]	皮下脂肪厚 [mm]	上腕最大囲 [mm]
A	27	1683	49.6	17.5	301	6.6	246
B	27	1782	68.0	21.4	293	12.2	291
C	24	1728	66.9	22.4	315	7.8	322
D	23	1634	59.9	22.4	232	12.5	286
E	32	1645	62.0	22.9	285	15.0	290
F	24	1812	77.2	23.5	320	16.7	324
G	24	1700	68.6	23.7	312	10.7	310
H	22	1620	62.9	24.0	282	25.7	315
I	27	1683	74.0	26.1	316	13.4	323
J	22	1764	82.2	26.4	319	22.7	375

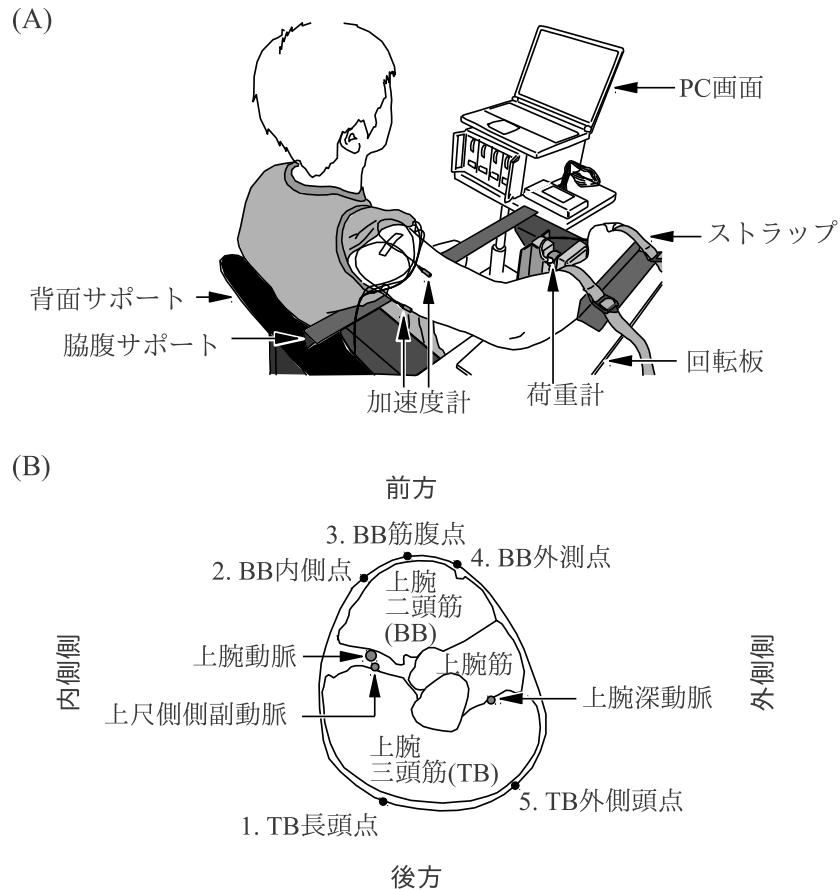


図 2.1 (A) 実験風景. (B) (H)MSV 計測点. (H)MSV は、上腕二頭筋の筋腹部を通る上腕断面周囲において、上腕二頭筋 (BB) 上と上腕三頭筋 (TB) 上の双方から計測した. 図示した生理断面は、肩側から肘側を見ている. 図中には、上腕部を走行する動脈を合わせて示した.

(3) 脱力中の HSV 計測

実験肢位において、以下のランプ状筋収縮テストを行わせる前に 30 s 間の脱力状態をとらせ、HSV を計測した.

(4) ランプ状筋収縮中の MSV 計測

MSV 計測は、筋出力を一定割合で変化させるランプ状筋収縮について行った (Akataki et al., 2001). ランプ状筋収縮試験では、筋力毎に得られる情報量が一定持続筋収縮試験 (一定筋力のある時間維持させる収縮試験) に比べて少ないが、本章では MSV と HSV の比較という過去に前例のない実験についての基本的知見を得るために、広範囲にわたる筋力を短時間で、被験者の疲労を避けて計測できるランプ状収縮を採用した.

ランプ状筋収縮は、5~90% MVC を毎秒 10% MVC の一定割合で変化させる仕方で行わせた. また、滑らかな筋力変化を実現し、かつ心拍の影響を多く含む低筋

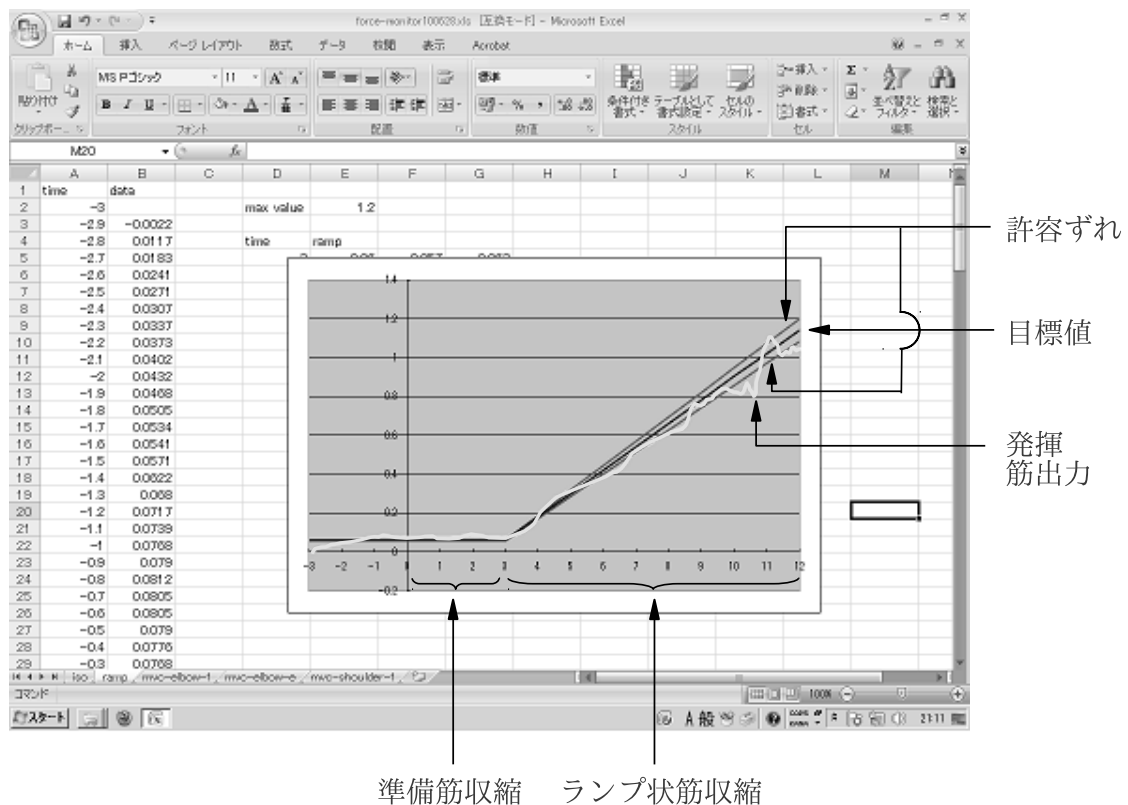
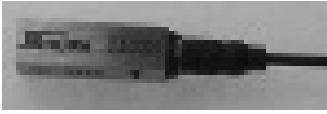


図 2.2 実験時に被験者みせた PC 画面。スプレッドシートを用いて製作されたチャートに目標筋力と許容ずれ範囲が表示されており，その上に発揮筋力がリアルタイムで重ね合わされる．線の区別が付きやすいように，あえて発揮筋力が目標値からずれた例を示している．実際の PC 画面では，目標値を黒線で，許容ずれを赤線で，発揮筋力を黄色線で表示した．

力時の信号を得るために，ランプ状筋収縮は 5% MVC を 3 s 間維持する準備収縮に引き続いて行わせた．準備収縮およびランプ状筋収縮を被験者に正確に発揮させるために，図 2.1(A) に示した PC モニタには，図 2.2 のように準備収縮タスクを表す水平線と，ランプ状収縮タスクを表す右肩上がりの線，および目標筋力周りの許容ズレ範囲 (各筋力目標値の $\pm 5\%$ MVC 以内) を表示した．被験者は，これに重ね合わせてリアルタイム表示される発揮筋力を見ながら，目標筋力への追尾が許容ズレ範囲を満足して実現されるまで筋収縮試験を繰り返し続けた．全ての被験者が 3 回以内の計測で目標を達成した．

統計的信頼性 (2.2.4 節参照) を増すために，5% MVC については，準備収縮とは別個に数回の一定持続収縮試験を行い合計 12 s 程度のデータを得た．

表 2.2 加速度計 2302B の外観と仕様

	感度	1.84 (pC/m/s ²)
	静電容量	1,900 (pH)
	共振周波数	5 (kHz)
	周波数範囲	1 ~ 1,300 (Hz±dB)
	最大加速度	5,000 (m/s ²)
	体衝撃加速度	10,000 (m/s ²)
	使用温度範囲	-20 ~ + 120 (°C)
	外形寸法	4 × 4 × 13 (mm)
	重量	1.3 (g)

2.2.3 計測装置および方法

(1) 多点 MSV 計測

MSV 計測に用いられるマイクロフォン、接触力センサ、加速度計、レーザー変位計は、それぞれ一長一短の特性を持つ (1.3.5 節参照)。本研究では、心拍由来体表面振動という一般的な MSV よりは微小と考えられる振動を検出するために、検出精度が高く軽量の圧電型の加速度計を採用した。本研究で使用した加速度計 (2302B; (株) 昭和測器) の外観と仕様を表 2.2 に示す。

多点計測による粗大振動検出の前例 (Ouamer et al., 1999), および MSV が拮抗筋領域を含めた広範囲の皮膚領域に波及するとの先行研究 (Beck et al., 2010; Cescon et al., 2008; Cramer et al., 2003; Wee et al., 1990) から、MSV 計測は、張力を発揮する上腕二頭筋 (biceps brachii, 以後、BB) だけでなく上腕三頭筋 (triceps brachii, 以後 TB) からも行うこととした。BB の計測点は、一般的な筋腹での計測 (例えば, Akataki et al. (2001)) と、筋の左右にセンサを取り付けて筋の横揺れを検出した先行研究を参考に図 2.1 (B) に示した BB 筋腹部, BB 外側部, BB 内側部の 3 点とした。筋収縮を行わない TB については、上腕周囲を広範囲で計測できるように TB 長頭部と TB 外側頭部で計測した。各計測点の位置は、拳を握りこむ等して筋を隆起させた状態で触診によって特定した。これらの計測点は、実験肢位において上腕二頭筋筋腹表面で最前方に位置する点を含む上腕部生理断面周囲に定義した。この生理断面は、肩峰点と肘頭のほぼ中点を通る。

M(H)SV 信号は、表 2.3 の仕様を持つチャージアンプ (4035-50; (株) 昭和測器) で増幅し、体動などのノイズを受け易い周波数帯域 3 Hz 以下をハイパスフィルタで取り除いた。なお、ローパス処理はデータ取得後のデジタル信号処理で行うこととし、チャージアンプでは特に行わなかった。

表 2.3 チャージアンプ 4035-50 の仕様

周波数特性	0.5 Hz ~ 100 kHz ... +1, -3 dB 1 Hz ~ 50 kHz ... ± 1 dB 5 Hz ~ 20 KHz ... ± 0.5 dB
フルスケール感度	1V/1pC ~ 10,000pC
測定範囲	1.00 ~ 9.99 pC/UNIT ... 1, 3, 10, 30, 100, 300, 1,000 UNIT/V 10.0 ~ 99.9 pC/UNIT ... 0.1, 0.3, 1, 3, 10, 30, 100 UNIT/V 100 ~ 999 pC/UNIT ... 0.01, 0.03, 0.1, 0.3, 1, 3, 10 UNIT/V
ノイズレベル (typ.)	全帯域 (1) [0.008 pCrms + 入力容量 1,000pF 毎に 0.005 pCrms] の 入力換算値と (2) 5 mV(RMS) の大きい方 狭帯域 0.5 Hz, 100 pC/V ... $10 \mu\text{V}/\sqrt{\text{Hz}}$ 20 ~ 1,000 Hz, 100 pC/V ... $1 \mu\text{V}$
確度	1,000 Hz, 入力容量 1,000 pF 以下のとき, 全レンジで 1.5% 以内
フィルタ	LPF ... 1,000 Hz, 10,000 Hz (-12 dB/OCT) HPF ... 3 Hz, 10 Hz (-12 dB/OCT)
温度, 湿度範囲	-20 ~ 60 °C, 90% RH 以下

表 2.4 データロガ NR2000 の仕様

チャンネル数	シングルエンド 16 ch (差動入力 20 ch)
測定レンジ	± 10 V, ± 5 V, ± 2.5 V, ± 1 V, ± 0.5 V, ± 0.25 V
最大入力定格	± 30 V
入力インピーダンス	1 M Ω $\pm 1\%$
A/D 変換分解能	14 bit
サンプリング周波数	1 ~ 400 kHz
入力周波数帯域	100 kHz (-3 dB, typ.)
時間軸精度	± 100 ppm
内蔵メモリ容量	500K データ (本体内蔵)
仕様周囲温度, 湿度	0 ~ + 45 °C, 20 ~ 85% RH (結露しないこと)
質量	約 400 g (電源アダプタを除く)

(2) 計測データの記録

M(H)SV 信号は, データロガ (NR2000; (株)Keyence) を用いて MSV の周波数領域 200Hz 以下 (1.3.1 節 (1) 参照) を十分に取得でき, かつ以下に示すスペクトル解析の利便性を得られるサンプリング周波数 5000 Hz で A/D 変換し, データロガに外付けするコンパクトフラッシュメモリに記録した. 表 2.4 の仕様に示したように, NR2000 は内蔵メモリに 500K Byte までデータを保存できるため, 上述したランプ状筋収縮 (12 s) を 5000 Hz, 6 チャンネル (加速度計 $\times 5$, 荷重計 $\times 1$) で実現できる. 計測システムの全容を図 2.3 に示す.

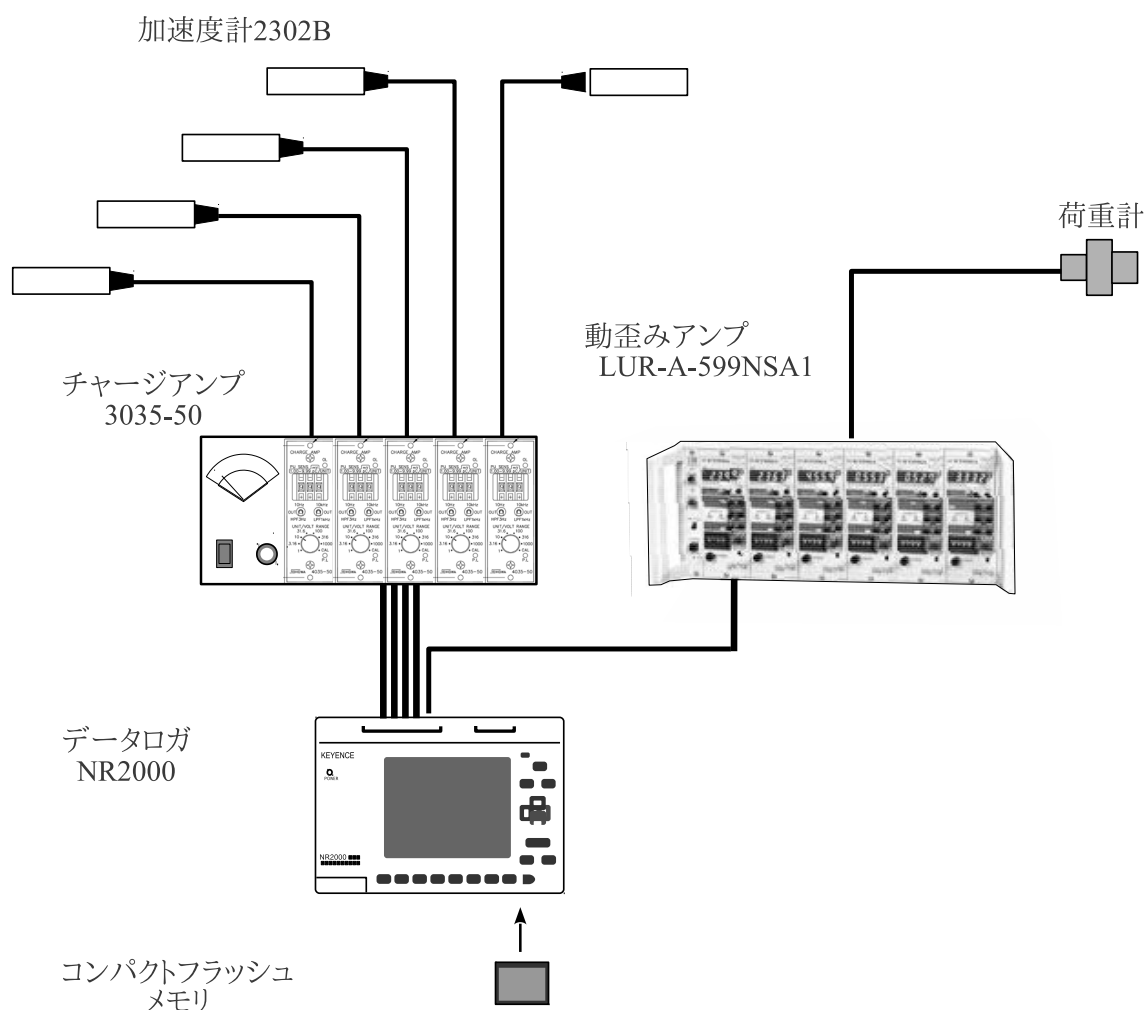


図 2.3 計測システムの全容

2.2.4 解析方法

(1) デジタルフィルタ

記録したデータには、PC 内で更に周波数帯域 5-200 Hz のデジタル・バンドパスフィルタリング処理を施した。デジタルフィルタとは、一般的に、時系列データがある一定範囲毎に特定の係数を掛けながら加算する解析処理である。加算方法には、FIR(finite impulse response) アルゴリズムと IIR(infinite impulse response) アルゴリズムがある。IIR アルゴリズムはフィードバック情報を利用して少ない加算範囲で高いフィルタリング効果を得られるが、係数の非対称性から時間軸に歪みを生じる。本研究では複数の信号間で波形比較を行うため、信号間の時間軸を統一しやすい FIR アルゴリズムを用いた。フィルタリングには、文献(三上, 2005)を参考に C++ 言語で記述した自作のソフトウェアを用いた。

(2) 解析パラメータ

M(H)SV の特徴を解析するために，個々の信号のフーリエ変換 $X(f_k)$ から平方根平均二乗振幅 (root mean squared amplitude, 以後，RMS) を求めた．具体的には，まず (2.1) 式 (Bendat et al., 2000) によってパワースペクトル密度関数 G_{xx} を求め，これを (2.2) 式に適用することで RMS を算出した．

$$G_{xx}(f_k) = \begin{cases} \frac{2}{T}|X(f_k)|^2 & k = 1, 2, 3, \dots, [(N/2) - 1] \\ \frac{1}{T}|X(f_k)|^2 & k = 0, (N/2) \end{cases} \quad (2.1)$$

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{\int_0^{N/2} G_{xx}(f_k) df_k}{N/2}} \quad (2.2)$$

ただし， x は信号名を， f_k は離散的な周波数を， N はフーリエ解析の窓長を表す．また， G_{xx} という表記は2つの信号 x, y のクロススペクトル密度関数 G_{xy} と区別してパワー (自己) スペクトル密度関数であることを示している．

多点 M(H)SV の特徴を定量化するためには，個々の信号の特徴に加えて，信号間の関係を解析することが必要になる．このため，2つの周期的信号の類似度を周波数毎に知ることができるコヒーレンス関数 $\gamma_{xy}(f_k)$ ，および2つの信号間の位相差を周波数毎に知ることができるフェイズスペクトル関数 $\theta_{xy}(f_k)$ を求めた．ただし，右下添字は図 2.1(B) に示した計測点番号で表す信号の呼び名であり，12, 13, 14, 15, 23, 24, 25, 34, 35, 45, に設定した．また， $\theta_{xy}(f_k)$ と表記するとき，フェイズスペクトル関数は信号 y が信号 x に対してどれだけ先行しているかを表すものとする． $\gamma_{xy}(f_k)$ ， $\theta_{xy}(f_k)$ は，個別のパワースペクトル密度関数 $G_x(f_k)$ ， $G_y(f_k)$ と，2つの信号のクロススペクトル密度関数 $G_{xy}(f_k)$ を用いて，それぞれ次式で表される．

$$\gamma_{xy}(f_k) = \frac{|G_{xy}(f_k)|^2}{G_{xx}(f_k) G_{yy}(f_k)} \quad (2.3)$$

$$\theta_{xy}(f_k) = \tan^{-1} \frac{Q_{xy}(f_k)}{C_{xy}(f_k)} \quad (2.4)$$

ただし， $Q_{xy}(f_k)$ と $C_{xy}(f_k)$ は，それぞれクロススペクトル関数 $G_{xy}(f_k)$ の実部と虚部である．パワースペクトル密度関数 $G_x(f_k)$ とクロススペクトル密度関数 $G_{xy}(f_k)$ の計算には，理論上は無限長の周期信号が必要になるが，実際に得られるのは有限の信号から推定する期待値である．期待値の統計的信頼性を高めるために，これらの関数の算出にはアンサンブル平均法 (Bendat et al., 2000) を用いた．その手順

を図 2.4 および以下に示す．

1. ランプ状収縮中に得られた MSV から，0.5 s 間隔で 4096(窓長の 2 倍) サンプルのデータを取り出す．本実験のランプ状筋収縮では 1/10% MVC で筋力が増加するため，5% MVC 間隔で，約 8% MVC の幅を持つデータを抽出することになる，
2. 筋力ごとに取りだしたデータをさらに一定窓長 $N = 2048$ で分けする．窓長は，スペクトル解析の周波数分解能を重視して長めに設定した (2048 では 2.6 Hz であるが，1024 ではこの倍になって低周波成分に生じる HSV の周波数成分を特定しにくくなる)．結果，発揮筋力の分解能 (1. 参照) は犠牲にされている．統計的信頼性をより高くするために，隣合う区間を $N/2$ だけ重複させた．このため，各筋力ごとのデータは 3 区間ぶんのデータから構成されることになる．
3. 各区間にハミング窓関数処理を施す．
4. 各区間にフーリエ変換を施し，フーリエスペクトルからの直接法によりパワースペクトル密度関数(またはクロススペクトル密度関数)を求める．
5. 3 区間ぶんのパワースペクトル密度関数(またはクロススペクトル密度関数)を平均する．

(3) 解析パラメータの統計処理

コヒーレンス関数およびフェイズスペクトル関数は，振幅値がほぼ 0 になるような周波数領域や，アンサンブル平均のサンプル数が十分に確保されないような条件では正確に計算できない．また，アークタンジェント処理の特性から，スペクトル解析による位相解析は必然的に $-\pi \leq \theta_{xy} \leq \pi$ に限られる．これらの問題を回避するために，以下に示す 3 段階の処理を行った．

(3)-1 信頼周波数の定義

十分に大きな振幅値を持つ周波数 (以後，信頼周波数) についてのみ，上述の解析パラメータを計算することとした．信頼周波数は，以下のように定義した．

パワースペクトル密度関数は，以下に示すランダムエラーを含む (Bendat et al.,

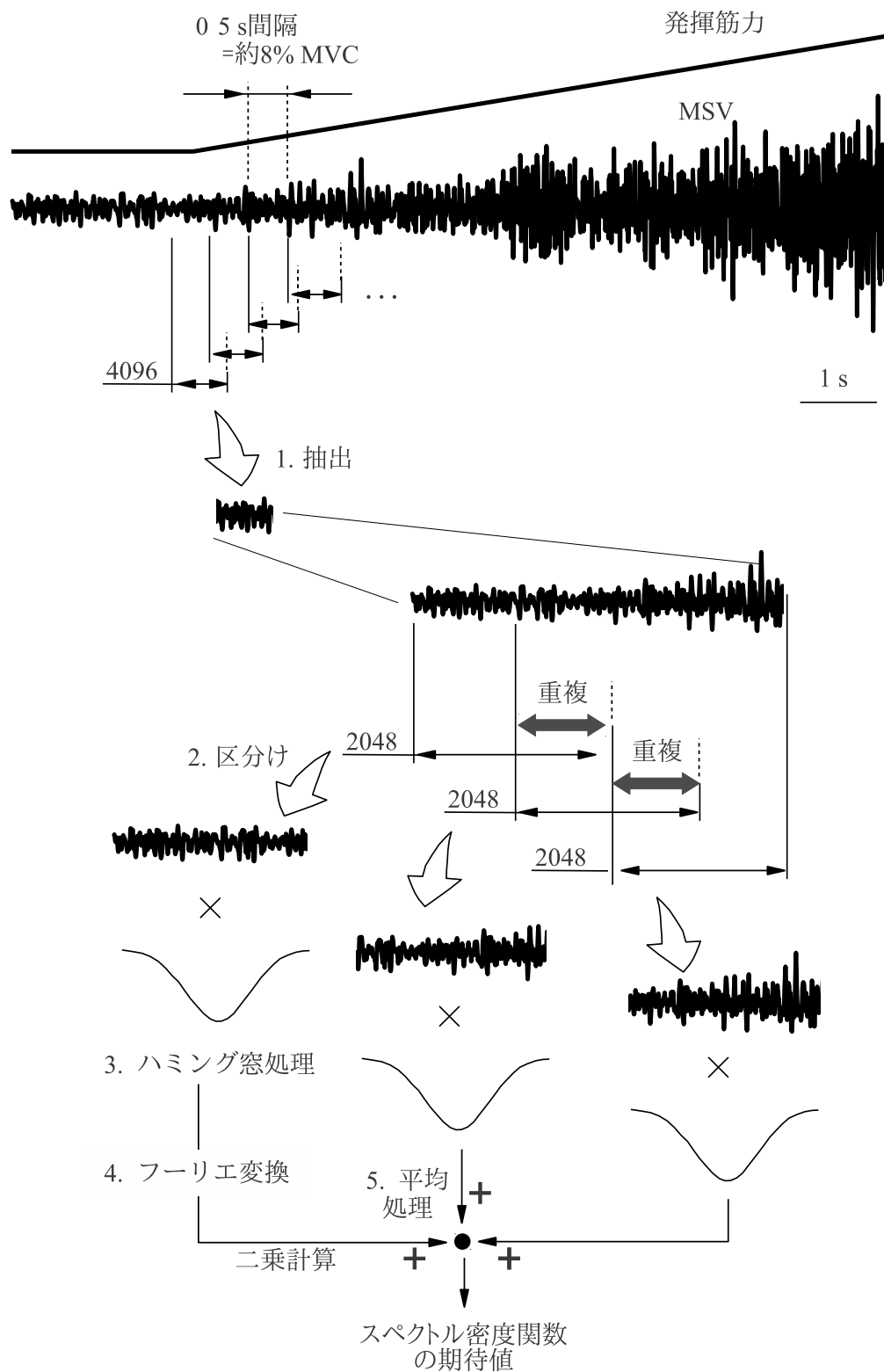


図 2.4 アンサンブル平均法を用いた発揮筋力ごとのパワー (クロス) スペクトル密度関数の計算. 図中の番号は本文中のフローに対応する. クロススペクトルを求める際には, フーリエスペクトルを二乗せず, 2つの信号のフーリエスペクトルの積をとる.

2000).

$$\varepsilon_{psd} = \frac{1}{n_d} \quad (2.5)$$

ただし、 n_d は、アンサンブル平均の独立(オーバーラップを許容しない) 区間数である．上述したように、本研究では窓長の半分の長さのオーバーラップを施したアンサンブル平均を行った．すなわち、独立区間数 n_d のおよそ倍の区間から平均値を求めている．この場合、 n_d の倍増程ではないが統計的信頼性が増す．すなわち、独立区間数 n_d を (2.5) 式に適用することによってパラメータの統計的信頼性は実際よりも安全側に見積もられる．

信頼区間 95% おける未知の振幅真値 $\hat{\phi}$ と推定値 ϕ の関係は、ランダムエラー ε_{psd} を用いて次式で表すことができる．

$$\frac{\hat{\phi}}{1 + 2\varepsilon_{psd}} \leq \phi \leq \frac{\hat{\phi}}{1 - 2\varepsilon_{psd}} \quad (2.6)$$

このため、次式を満たす振幅値を有する周波数を、信頼周波数と定義した．

$$\frac{\hat{\phi}}{1 + 2\varepsilon_{psd}} \geq \frac{\hat{\phi}_{noise}}{1 - 2\varepsilon_{psd}} \quad (2.7)$$

ただし、 $\hat{\phi}_{noise}$ とは、センサを皮膚に取り付けていない状態におけるバックグラウンドノイズのパワースペクトル密度関数である．

(3)-2 有意検定

信頼周波数について得られたコヒーレンス関数 $\gamma_{xy}(f_k)$ について、有効なコヒーレンスが得られたかを判断するための有意検定を行った．具体的には、次式 (Rosenberg et al., 1989) によって統計的信頼性が確保されない周波数におけるコヒーレンスを 0 と見做した．

$$\gamma_{xy} \geq 1 - \frac{1-p}{1/n_d} \quad (2.8)$$

ただし p は信頼区間を表し、本研究では 95% と定めた．(2.8) 式は、コヒーレンス関数と同時にフェイズスペクトル関数の統計的信頼性を表している．なぜなら、(2.3) 式および (2.4) 式の定義から明らかなように、コヒーレンス関数とフェイズスペクトル関数は、それぞれ同じクロススペクトル関数 $G_{xy}(f)$ のノルムと偏角であり、両者の統計的信頼性は実質的に等しいためである．このため、(2.8) 式を満たさない周波数のフェイズスペクトルについても以後の解析から除外した．

(3)-3 絶対位相差推定のエラー除去

フェイズスペクトル関数は $-\pi \leq \theta_{xy} \leq \pi$ の範囲に推定されるため、実際の位相差が $\pi + \varepsilon_{phase}$ である場合には $-\pi + \varepsilon_{phase}$ という値を得ることになる。ただし、 ε_{phase} を π に対して十分に小さな値と仮定している。両者は、周期的信号の相対的位相差としては等しいが、2信号間の絶対的位相差を必要とする本章においては、たとえ信頼周波数で正確に推定された値であっても不適切である。同様のことが、縞模様投影を用いた3次元形状計測時の画像処理においても問題となり (Gorthi et al., 2010)、アークタンジェント処理の推定位相差から絶対位相差の真値を再構築する手法 (phase unwrapping) が多数提案されている。しかし、生体表面の振動伝播速度 (60 Hz でも 10 m/s (Gierke, 1951; 渡辺ら, 2006)) と波長 (約 170 mm) から、図 2.1(B) のようにはり付けたセンサ間に 2π の整数倍となる位相差を生じる振動はほとんど生じないと推測できる。このため、本研究では単純に、 π および $-\pi$ 付近に推定された位相差を危険値として解析から除外することとした。具体的には、 ε_{phase} を次式に示す位相差推定のランダムエラーと定義し、 $-\pi - \varepsilon_{phase} \leq \theta_{xy} \leq \pi + \varepsilon_{phase}$ に推定された値のみを解析した。

$$\varepsilon_{phase} \simeq \frac{\sqrt{1 - \gamma_{xy}^2}}{|\gamma_{xy}| \sqrt{2n_d}} \quad (2.9)$$

(4) 粗大振動の比較方法

図 2.5(A) に、上腕周囲に生じる粗大振動のイメージを示す。左の例では上腕部が前後方向に揺れており、主に BB 筋腹部と TB 長頭部が逆位相関係で大きく揺れている。一方、右の例では上腕部が体側方向に揺れており、主に BB 外側部と BB 内側部が逆位相関係で大きく揺れている。この様に多様な粗大振動パターン (上腕部軟部組織に生じる変形の特徴) を表すための指標として上腕周囲5点の計測点で得られた M(H)SV の振幅分布と位相関係を以下のように定義し、HSV および MSV に含まれる粗大振動の比較に用いた。

図 2.5(B) のように横軸に (脱力時に得られる) HSV から得られる5点の RMS を、縦軸に筋収縮時に得られる5点の RMS をそれぞれプロットして得られる相関係数 r_{RMS} を定義した。 r_{RMS} は、5つの計測点に生じる MSV 振幅の相対的大小関係が、HSV と類似するほど 1 に近づく。 r_{RMS} (およびこの後に述べる r_{phase}) の利点は、図 2.5(C) に示したように、被験者間で異なる振幅分布パターンについても、HSV

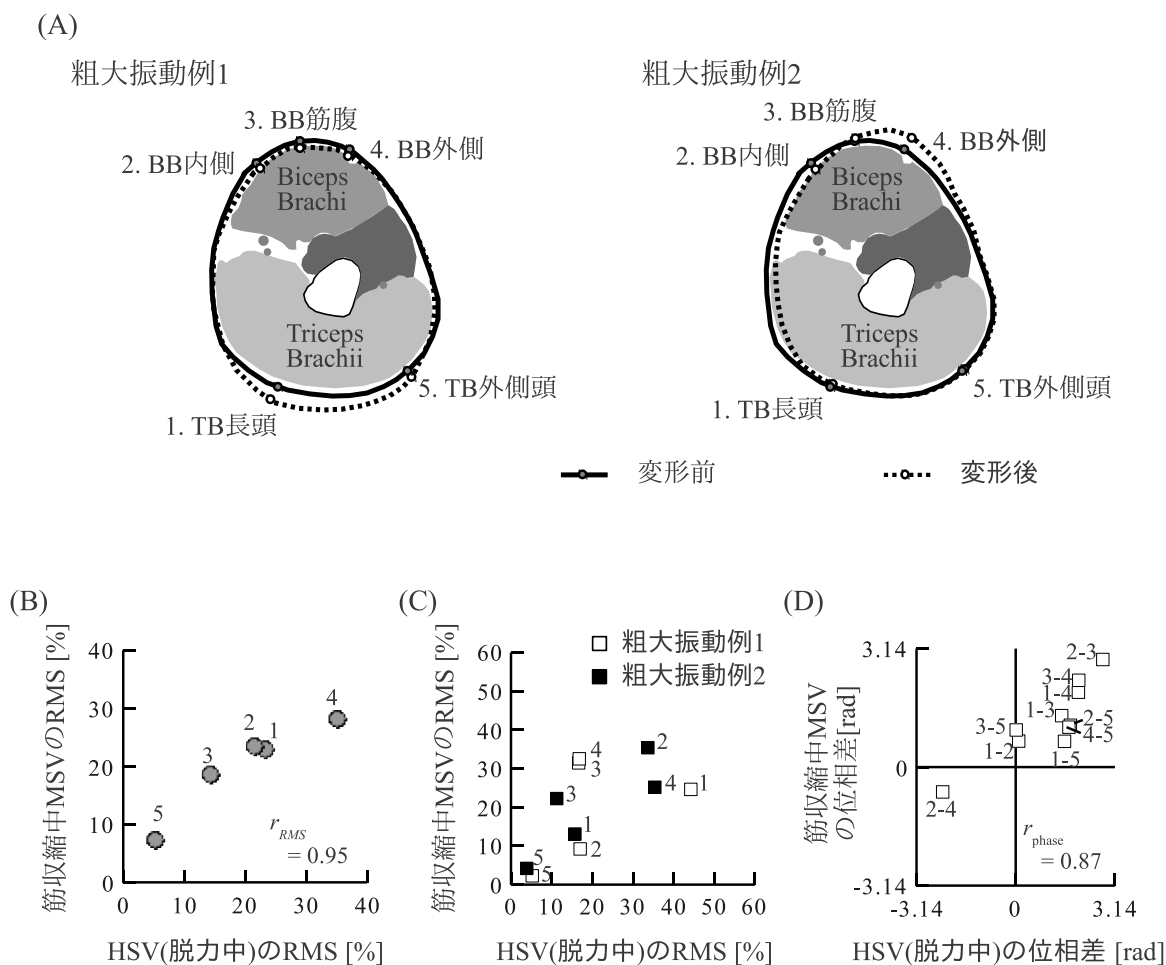


図 2.5 粗大振動の比較方法. (A) 上腕断面に生じる変形例. 極端に誇張して描いている. 左の例では上腕部が前-後方向に, 右の例では内側-外側方向に振動している. (B) 相関係数 r_{RMS} の計算. (C) 異なる粗大振動パターンを含んだ r_{RMS} の算出. (D) 相関係数 r_{phase} の計算. (B)(D) は, (A) の粗大振動例 2 について相関係数を求める様子を示している. 図中のプロットのに添えた数字は, (A) に示した計測点番号, または, その組み合わせを表す.

と MSV の類似性評価を一同に行えることである. 筋出力の増加に伴って MSV の RMS が上腕周囲全体で増えたとき, 図 2.5(B) のプロットは縦軸付近に分布するようになる (グラフの一次回帰直線の傾きが増す). この程度, すなわち回帰直線の傾きの増加量は, 被験者間に大きなばらつきを生じる. このため, 個々の計測点の RMS をそのデータと同時に得られた他 4 個を含めた 5 個の RMS の合計値で正規化 (除算) し, 全被験者のデータを一同に解析できるようにした. 正規化によって, 図 2.5(B) は, 筋出力によらずおよそ傾き 1 で分布することになる.

多点 HSV と多点 MSV の位相関係を比較するための相関係数 r_{phase} を, r_{RMS} と同様の仕方で導入した. 具体的には, HSV から (周波数毎に) 10 組得られる位相差 (2.2.4 節 (2) 参照) を横軸に, MSV から 10 組得られる位相差を縦軸に, それぞれプ

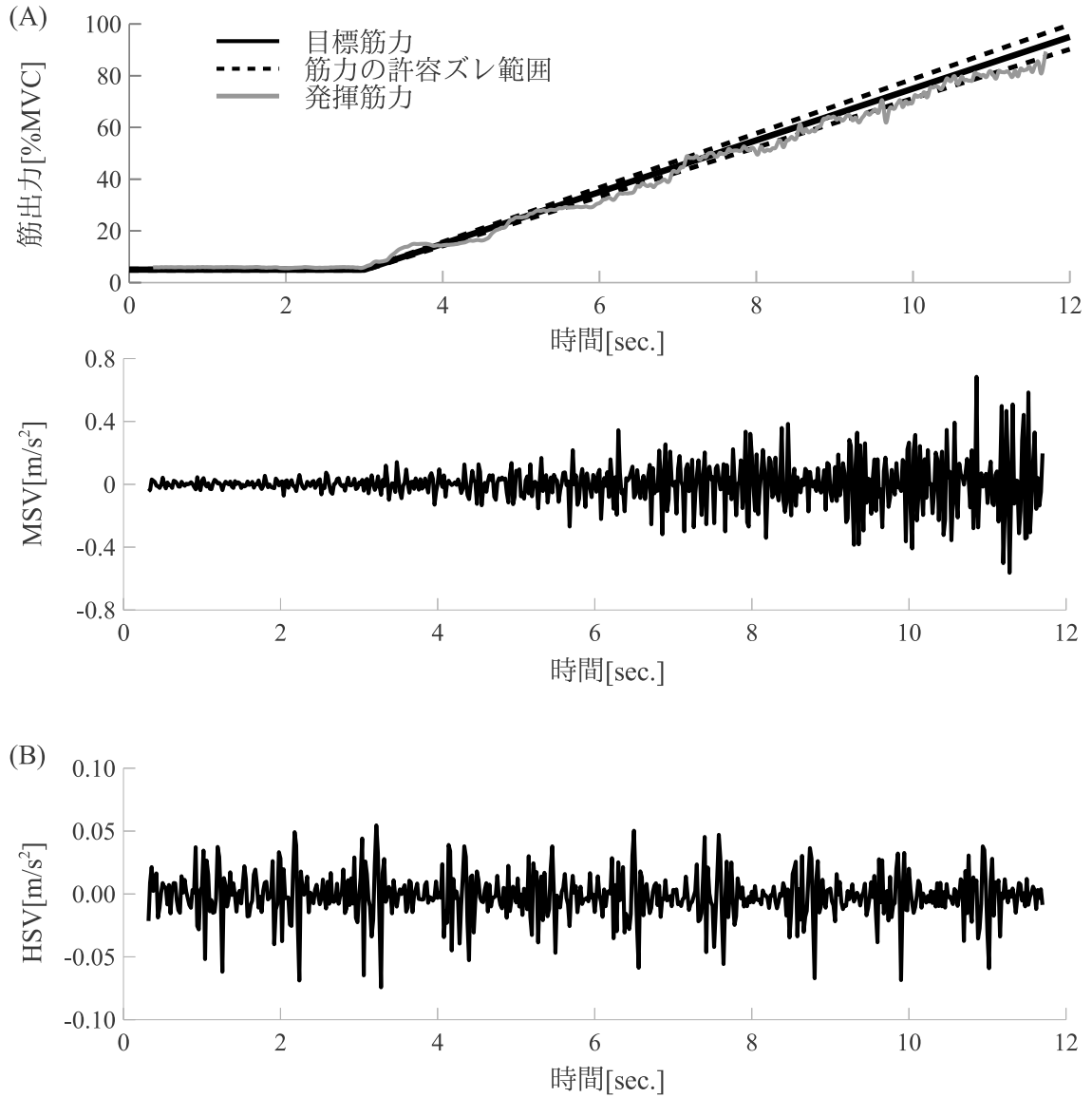


図 2.6 計測データ例. (A) 発揮筋力と MSV. 上部の発揮筋力の計測結果には目標値を併せて示している. (B) 筋収縮前の脱力中に計測した HSV 信号. MSV と HSV は、いずれも上腕二頭筋 (BB) 筋腹部から得られた結果を示している.

ロットすることで得られる相関係数 r_{phase} を求めた. 図 2.5(D) に, r_{phase} の計算イメージを示す. 実際の解析では, 被験者毎に最大 800 得られるプロット (信号の組み合わせ数 $10 \times$ 周波数区分 80) から r_{phase} を求めた.

発揮出力ごと, 周波数成分ごとの粗大振動比較を行うために, r_{RMS} , r_{phase} を以下のような条件で計算した. 2.2.4 節 (2) で述べたように, r_{RMS} と r_{phase} の算出に用いるパワー (クロス) スペクトル密度関数とフェイズスペクトル関数は, ランプ状筋収縮中の MSV データから 8% MVC 間隔で得られる. 各筋力レベルにおけるパ

ワー(クロス)スペクトル密度関数とフェイズスペクトル密度関数を、さらに、13 Hz 間隔(フーリエ解析で得られる離散的周波数の5区間に相当)に区切り、各々の周波数領域で r_{RMS} , r_{phase} を求めた。結果、 r_{RMS} , r_{phase} は、周波数 13 Hz, 筋出力 8% MVC の分解能で得られる。この分解能は、相関係数の計算に必要なプロット数を十分に得られるように決定した。有意振幅を得られなかったり、統計的信頼性が低いために十分なデータが得られず、結果、相関係数の検定を満たさない周波数、筋力区分については、 r_{RMS} , r_{phase} を 0 と見做した。相関係数の検定は、次式について自由度 $n-2$ の t 検定を施すことで行った。

$$\sqrt{\frac{r^2(n-1)}{1-r^2}} \quad (2.10)$$

ただし、 r は相関係数、 n は相関係数の計算に用いる標本数である。

(5) 有意振幅の発生条件の評価

低筋出力条件で得られる微小な MSV および HSV をバックグラウンドノイズから区別するために、(2.7) 式を用いて各周波数・筋出力について有意振幅件数を数えた。

2.3 結果

図 2.6(A) にランプ状収縮中の MSV と発揮筋力の計測結果を、図 2.6(B) に筋収縮前の脱力中の HSV を、それぞれ典型例を挙げて示す。ランプ状収縮中 MSV は、筋力の増加に伴ってその振幅を増すことがわかる。また、HSV には約 1Hz 周期の動脈拍動を観測できる。本節では、これらの信号を詳細に解析する。

2.3.1 HSV と 5% MVC 筋収縮中 MSV の比較

(1) 波形

図 2.7(A) に被験者 C から得られた HSV の 1 拍を抜粋したものを、図 2.7(B) に準備収縮からランプ状筋収縮初期 (25% MVC まで) に得られた MSV を示す。多点 HSV から、TB 長頭部、BB 筋腹部、BB 外側頭部に顕著に動脈拍動が表れたことがわかる。また、TB 長頭部と BB 筋腹部、および TB 長頭部と BB 外側部が逆相に揺れる傾向も確認できた。準備収縮中の MSV においては、HSV と比べれば BB 上の計測点に筋収縮由来の振動が増えるものの、やはり約 1 Hz 周期の動脈拍動を観測できた。その発生傾向は HSV と同様であり、TB 長頭部、BB 筋腹部、BB 外側部が大きく揺

れ、かつ、BB上の計測点とTB上の計測点が逆相に揺れていた。

図2.8は、被験者Bにおける一拍ぶんのHSVと、準備収縮中およびランプ状収縮中のMSVを示している。図2.8(A)から、被験者Bでは図2.7に示した被験者Cとは異なり、BB内側部とBB外側部に顕著に拍動が表れ、かつそれらが逆相で揺れたことがわかる。図2.8(B)中の破線で強調したように、この傾向は準備収縮中にも生じた。

このように、脱力中および5% MVC筋収縮中に上腕周囲5点の計測点から得られるMSVとHSVの振幅分布と位相関係は被験者間では必ずしも同じではないが、個々の被験者内ではよく一致していた。

(2) HSVと準備収縮中MSVが反映する粗大振動の比較 (r_{RMS} および r_{phase})

図2.9(A)は、横軸にHSVから得られたRMSを、縦軸に5% MVC筋収縮中MSVから得られたRMSをそれぞれプロットし、相関係数 r_{RMS} (2.2.4節(4)参照)を求めた結果である。相関係数 r_{RMS} は、0.84であった。また、図2.9(B)は、横軸にHSVにおける位相差を、縦軸に5% MVC筋収縮中における位相差をそれぞれプロットした結果である。相関係数 r_{phase} は、0.63であった。これらは、HSVを反映する脱力中の粗大振動とMSVを反映する5% MVC筋収縮中の粗大振動がよく一致していることを意味する(詳細な考察は2.4.2節参照)。

2.3.2 ランプ状筋収縮中の多点HSVと多点MSVの比較

(1) 波形

図2.7および図2.8から、ランプ状収縮が始まるとHSVおよび5% MVC筋収縮中MSV内に確認できた動脈拍動が判別できなくなることがわかる。これは、筋力の増加に伴って増える筋収縮活動の影響が動脈拍動の影響を上回るためである。例えば、50% MVC時の多点MSVから得られたRMSは、HSVの 4.30 ± 2.3 倍(被験者間平均±標準偏差、RMSの増分が最も小さかったTB長頭部の結果を示している)以上であった。にもかかわらず、脱力中に大きな振幅を示した計測点、すなわち、被験者CのTB長頭部(図2.7参照)と被験者BのBB内側部(図2.8参照)は、筋収縮中にも大きく揺れていた。また、図2.7および図2.8中の破線部のように、それぞれの被験者にみられた粗大振動の位相傾向、すなわち被験者CではTB長頭部とBB筋腹部が逆相に揺れ、被験者BではBB内側部とBB外側部が逆相に揺れる傾向が、ラ

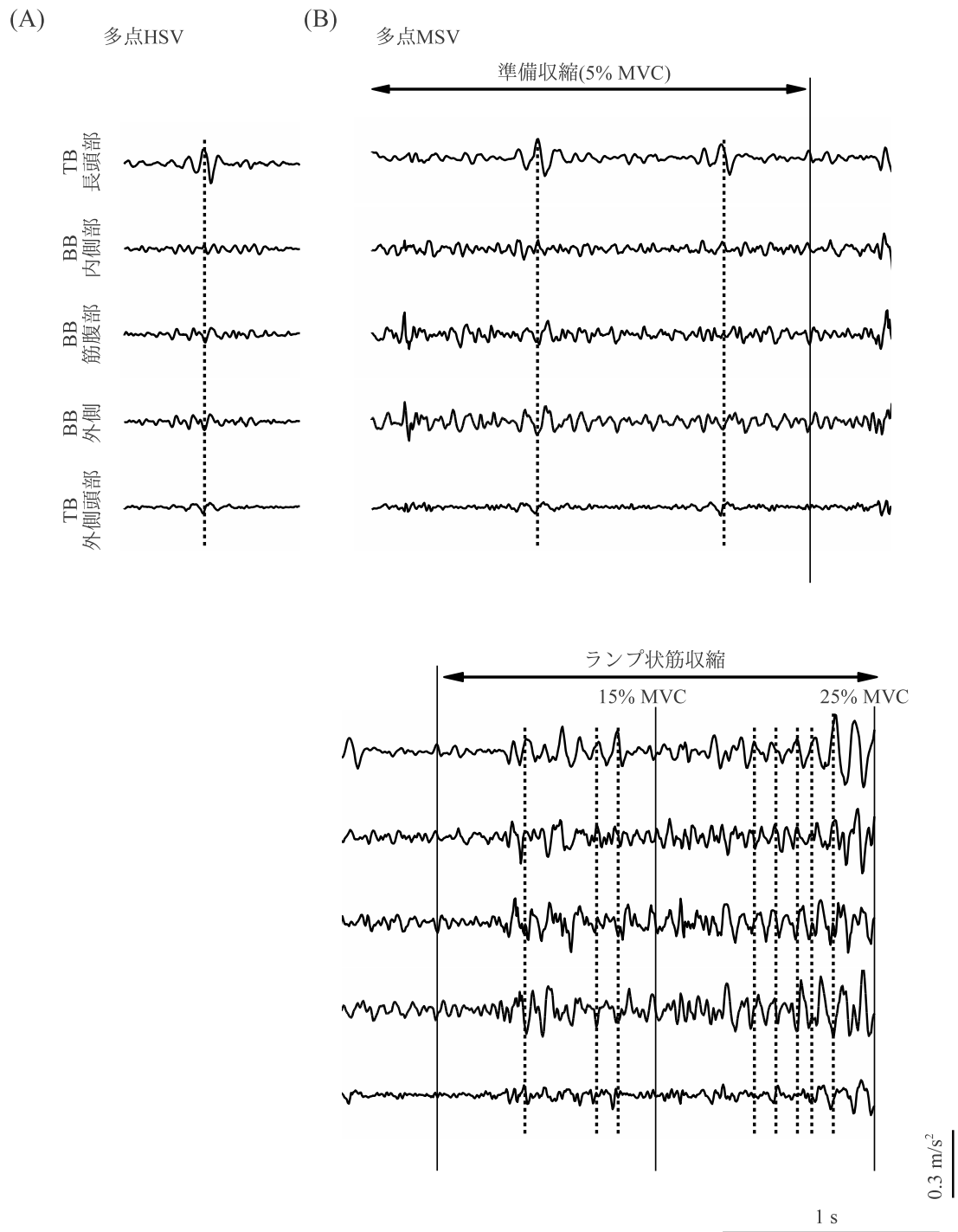


図 2.7 被験者 C の (H)MSV. (A) 一拍動まわりの HSV. (B) 上部. 5% MVC 筋収縮中の MSV. 下部. ランプ状筋収縮中の MSV. この被験者では, TB 長頭部と BB 筋腹部, および TB 長頭部と BB 外側部が逆相関係で振動した. 図中の破線は, 逆相に揺れているタイミングを強調している.

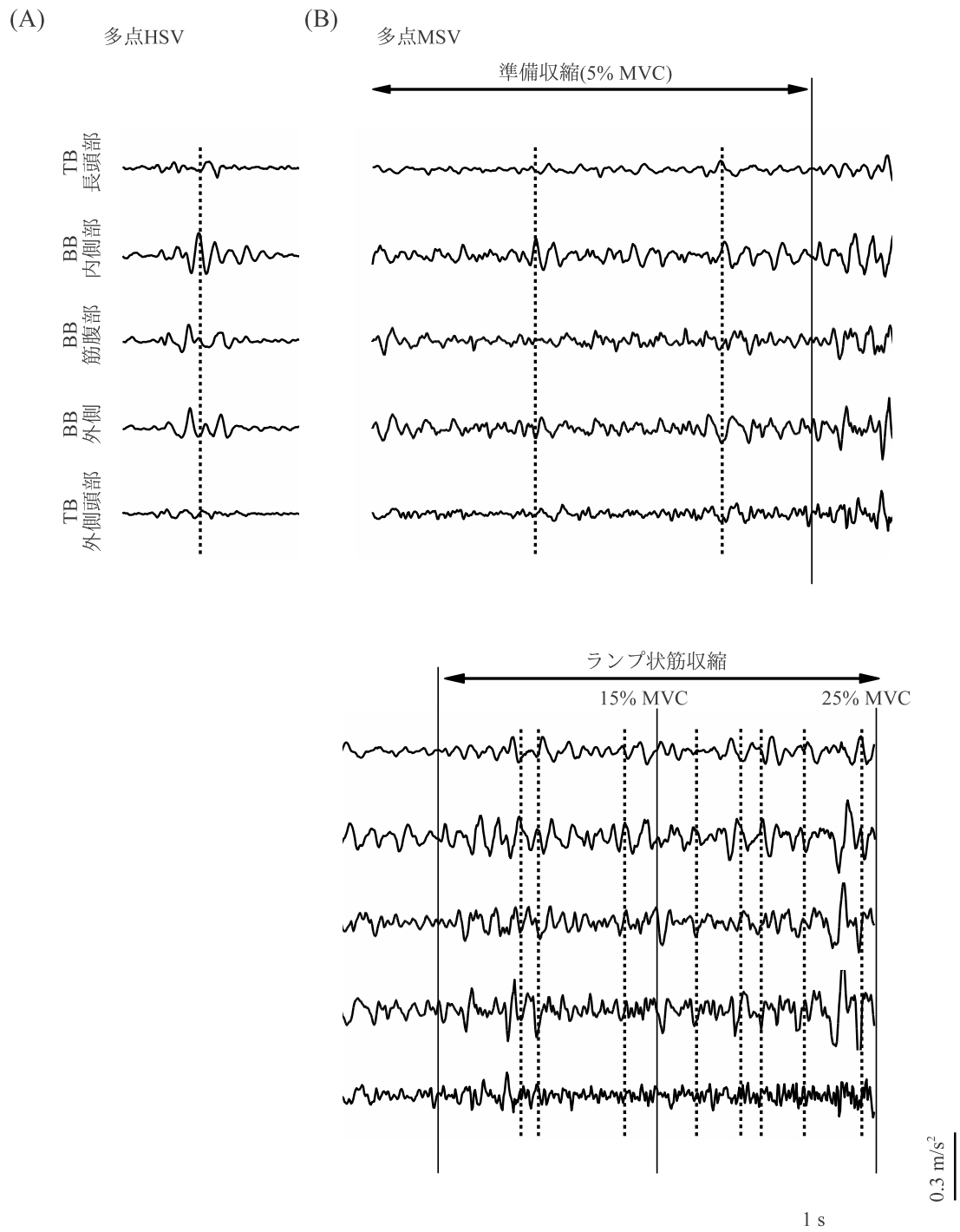


図 2.8 被験者 B の多点 MSV. (A) 一拍動まわりの脱力中 MSV. (B) 上部. 5% MVC 筋収縮中の MSV. (C) 下部. ランプ状筋収縮中. この被験者では, BB 外側部と BB 内側部に顕著に拍動が生じ, それらが逆相に揺れる傾向があった. 図中の破線は, 逆相に揺れているタイミングを強調している.

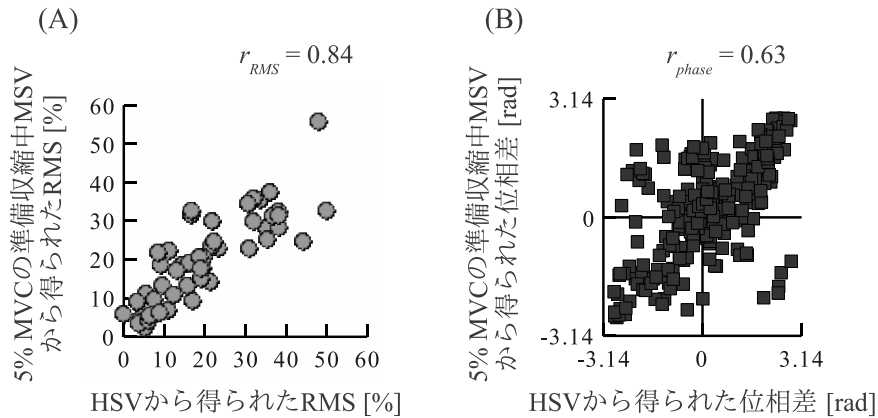


図 2.9 HSV が反映する (脱力中の) 粗大振動と 5% MVC 筋収縮中の粗大振動の類似性. (A) 振幅分布の類似性評価. (B) 位相関係の類似性評価. r_{RMS} および r_{phase} の意味と計算方法については 2.2.4 節 (4) 参照. .

ンブ状筋収縮中にも観測された.

(2) 粗大振動の特徴比較 (r_{RMS} および r_{phase})

図 2.10(A) に相関係数 r_{RMS} を周波数 (横軸) と筋力 (縦軸) に応じて計算した結果を示す. また, 図 2.10(B) に相関係数 r_{phase} を同様に計算した結果を示す. 図中の黒い領域は, 有意振幅を得られなかったために r_{RMS} と r_{phase} の計算結果がないか, 無相関の帰無仮説が棄却されない周波数帯・筋力条件である. 30 Hz 以下の低周波領域では, 筋力によらず r_{RMS} と r_{phase} が共に有意になった. このことは, 低周波数帯 MSV は筋力レベルによらず HSV と同じ傾向の粗大振動を支配的に含んでいることを意味する (2.4.2 節で考察).

(3) 有意振幅を有する周波数帯域

図 2.11 に, (2.7) 式に基づいて有意振幅が得られた件数を周波数 (横軸) と筋力区 (縦軸) に応じてカウントした結果を示す. 数値は, 母数 50 (周波数区分数 5 × 被験者数 10) に対するパーセンテージで示している. 有意振幅を有する周波数帯域は, 10% MVC 以下の低筋力条件では主に 30 Hz 以下にあり, 筋出力の増加と共に広域にシフトした.

2.4 考察

実験によって得られた結果は下記である.

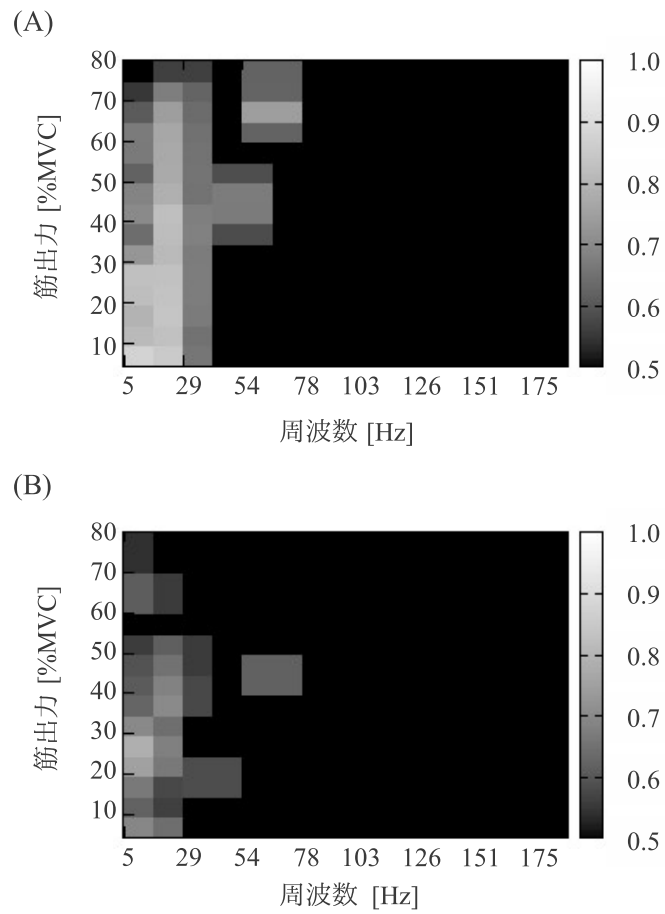


図 2.10 周波数と筋力に応じた、脱力中-筋収縮中間の粗大振動の類似度. (A) 相関係数 r_{RMS} . (B) 相関係数 r_{phase} . r_{RMS} と r_{phase} の意味と計算方法については、2.2.4 節 (4) 参照. 相関係数の検定によって有意と確認されなかった条件は黒く塗りつぶされている.

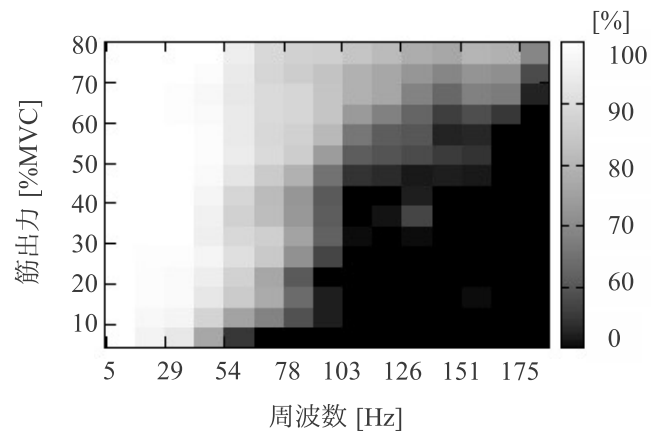


図 2.11 周波数区分ごと、筋力ごとに分けした MSV が有意振幅 (2.2.4 節 (4) 参照) を有した件数. 代表して、上腕二頭筋筋腹部についての解析結果を示している. 図中の件数は、母数 50(周波数区分数 5 × 被験者数 10) に対するパーセンテージで示している.

- 上腕周囲5点から得られたHSVの振幅分布と位相関係は、被験者間では必ずしも一致しなかった。すなわち、動脈拍動は被験者毎に異なった仕方で軟部組織を変形、振動させる。
- 被験者毎の粗大振動の傾向は、脱力中と5% MVC筋収縮中でよく一致した。30 Hz以下の低周波領域では、筋力が80% MVCに達してもなお脱力中と同じパターンの粗大振動が観測された。
- 低筋出条件で有意振幅を生じる周波数帯は、主に r_{RMS} と r_{phase} が共に有意になる30 Hz以下の低周波領域であった。

本節では、これらの結果について考察する。

2.4.1 上腕部 HSV の振動源と検出メカニズム

上腕部を走行する最大血管である上腕動脈が、HSVの主な発生源と考えられる。図2.7および図2.8に示したように、動脈拍動は上腕動脈が通る上腕内側部(図2.1(B)参照)だけではなく、上腕外側部や上腕三頭筋上にも生じた。これには、以下の理由が考えられる。

- (1) 上腕周囲を通るその他の動脈や静脈からの振動が、その付近の計測点に現れた。
- (2) 上腕動脈によって生じた振動が体表面上を伝播することにより、複数の計測点に影響した。
- (3) 上腕動脈からの拍動が上腕部全体に粗大振動を生じた。

上腕部には、上腕動脈の他に上腕深動脈と上尺側側副動脈の2つの動脈が存在する(McMinn et al., 1990)。上腕深動脈は、上腕筋と上腕三頭筋の間に位置し、上腕動脈の近傍以外で大きな拍動が生じたBB外側部やTB長頭部から離れている(図2.1(B)参照)。このため、これらの点で観測された拍動の振動源である可能性は低い。上尺側側副動脈は上腕動脈と併走しているために、上腕動脈と大きく異なる仕方で体表面に振動を生じるとは考えにくく、やはりBB外側部やTB外側部に生じた拍動の原因ではないと言える。静脈の影響ならば、前腕部を循環するだけの時間遅れがHSV内に生じると推測できるが、そうした傾向もみられなかった。これらから、(1)の可能性を排除できる。また、拍動によって生じた振動が体表面を

伝播したならば，減衰の影響によってその振幅が伝播距離と共に小さくなるはずである (Cescon et al., 2008). しかし，図 2.7, 図 2.8 共に，伝播の特徴はみられなかった．このため，(2) も除かれる．一方，上腕周囲の離れた計測点に逆位相の振動が生じるのは，粗大振動の特徴である (Ouamer et al., 1999) ことから，(3) 上腕動脈によって生じる粗大振動が，上腕周囲全体に拍動を波及させた原因と考えられる．

被験者 C の脱力中には，TB 長頭部と BB 筋腹部に互いに逆相となる振動が生じた．これは，上腕部が前後方向に揺れていたことを意味している．一方，被験者 B では，BB 内側部と TB 外側部が逆相に揺れていた．これは，上腕部が体側方向に揺れていたことを示唆している．被験者間に生じるこうした粗大振動パターンのばらつきは，筋質量，身体寸法，皮脂厚 (Jaskólska et al., 2004) などの体組成といった被験者間の身体特性の違いに依ると考えられる．なお，被験者の身体特性と粗大振動パターンの関係は，4 章でも詳細に考察する．

2.4.2 HSV と MSV に含まれる粗大振動

(1) 粗大振動の類似性評価指標としての r_{RMS} および r_{phase} の妥当性

本章では，粗大振動の特徴を上腕周囲 5 点の計測点に生じる M(H)SV の振幅分布と位相関係で表した．さらに，脱力状態 (HSV) と筋収縮状態 (MSV) の粗大振動の類似性を，両条件間の振幅分布と位相関係の相関関係を表す r_{RMS} および r_{phase} によって評価した． r_{RMS} と r_{phase} は粗大振動が類似する程 1 に近づくが，以下の原因によってもまた，上腕周囲の離れた計測点に類似した振動が生じ，結果， r_{RMS} と r_{phase} が高くなる可能性がある．

(A) 上腕二頭筋と上腕三頭筋の協調的筋収縮．

(B) (上腕二頭)筋内に分布する運動単位構成線維が行う同期的収縮．

(C) 筋収縮活動の皮膚表面伝播．

脱力中については前節で論じたため，ここでは筋収縮に関係する要因のみを挙げている．(A)(B) は筋収縮活動そのものの類似であるため，その影響は筋線維の活動周波数周辺で顕著になると予想できる．筋線維の活動周波数は最大筋力付近で 20-35 Hz 程度である (Freund, 1983) ことから，ランプ状筋収縮の後半ではこれに近い周波数で筋線維活動が生じていたと考えられる．しかし，図 2.10 において， r_{phase} は筋出力によらず，筋線維活動周波数と比較して明らかに低い周波数領域

(5 Hz 付近) で高かった．皮下組織のローパス効果 (Jaskólska et al., 2004) によって，筋線維収縮は皮膚表面では実際よりも低い周波数で観測されるが，一般的な MSV 周波数帯域と比較しても 5 Hz は十分に小さい．これらから，(A) 筋線維間および (B) 筋間の協調・同期的収縮の影響は小さいと考えられる．また，筋収縮活動が皮膚表面を伝播する場合，(前節で拍動由来について考察したのと同様に) 伝播距離と共に振幅が減少するはずであるが，本研究においてそうした傾向はみられなかった．このため，(C) の可能性も低い．これらから， r_{RMS} および r_{phase} の値は粗大振動の類似性のみを表すと考えられる．

図 2.9(B) および図 2.10(B) において，相関係数 r_{phase} の値は最大 0.6 程度と必ずしも高くはない．しかし，以下の理由から， r_{phase} の値は実際よりも控えめに (安全側に) 算出されている．図 2.12(A) は，図 2.9 について 2.2.4 節 (3) に示した絶対位相差推定のエラー除去を行う前の段階を示している．灰色のデータがこの後の処理で除去されたデータ，黒いデータが有効と判断されて解析に使用された (図 2.9 の) データである．除去されたデータのほとんどが， (π, π) ， $(-\pi, \pi)$ ， $(\pi, -\pi)$ ， $(-\pi, -\pi)$ 付近にあることがわかる．アークタンジェント処理で推定される位相差においては π と $-\pi$ は互いに同意であるため，例えば， y 座標の符号を入れ替えることによって図 2.12 (A) の第 2 象限に位置したプロットを第 3 象限に，第 4 象限に位置したプロットを第 1 象限に移動して図 2.12(B) のように補正してもデータの表す意味は変わらない．また，ここでは伝播波ではなく同一の粗大振動を異なる位置で計測した際の位相差を解析しているため，粗大振動の両側を計測していることを表すという点でも π と $-\pi$ の意味は同じになる．こうして得られる相関係数が 0.89 と r_{phase} よりも高いことから，粗大振動の類似度は図 2.9(B) や図 2.10(B) に示された以上に高いと考えられる．

(2) HSV に含まれる粗大振動

筋収縮を伴わない HSV が，動脈拍動によって生じる粗大振動を主に反映することは明らかである．一方筋収縮中には，2.3.1 節で述べたように筋収縮由来の振動が動脈拍動由来の振動よりも大きくなる．本実験の範囲内では筋収縮活動の影響が動脈拍動を上回る具体的な筋力レベルまでは明らかではないが，一定持続筋収縮試験で行った補充実験 (データは示していない) では筋力が 20% MVC を越えるともはや MSV 内の動脈拍動を判別できなくなった．それにもかかわらず，30 Hz 以下

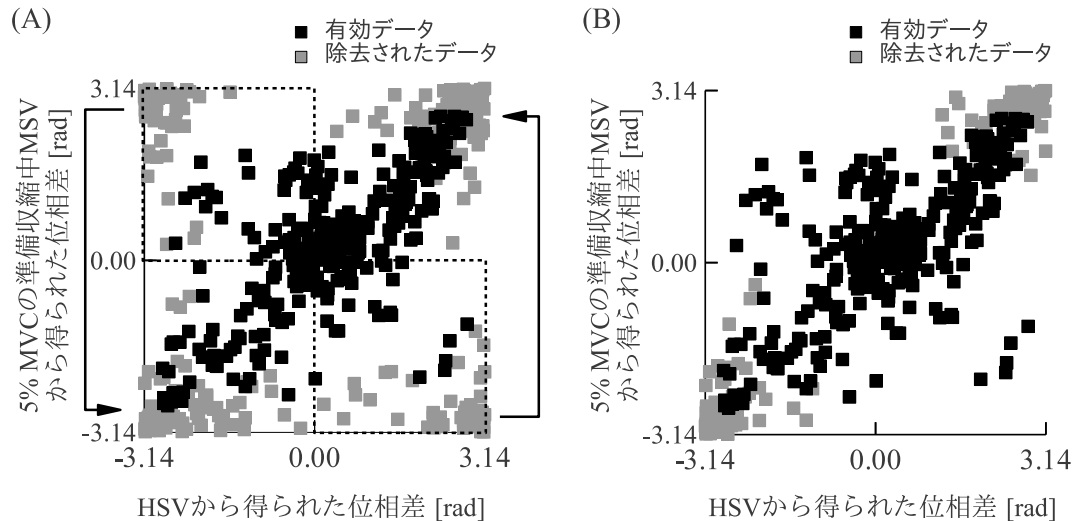


図 2.12 r_{phase} の算出に際して除去されたデータ. 灰色のプロットが絶対位相差としての信頼性の低さから除去されたデータ, 黒いプロットが有効値と判断されて r_{phase} の算出に用いられたデータを示している. (B) は (A) の元データにおいて, 第 2 象限に得られた灰色のプロットを第 3 象限に, 第 4 象限に得られた灰色のプロットを第 1 象限に, y 座標の符号を入れ替えることで移動したグラフである.

の低周波領域においては, 最大筋力付近においても r_{RMS} と r_{phase} が有意値を示した (図 2.10 参照). このことは, 以下を意味する.

- (A) 粗大振動は軟部組織に生じる異なる 2 種類の変形から成る. 1 つは, 動脈拍動によって生じる振動であり, これは高筋力時の筋収縮活動と比べて微弱であるため, 脱力時および 5% MVC 付近の低筋力条件のみで観測される. もう一つは, 筋収縮活動によって生じる共振振動である. ただし, 最大筋力付近では生理振戦が粗大振動の原因になることもあるようである (Ouamer et al., 1999).
- (B) これらの軟部組織変形は, 共に, HSV 計測点周辺に構成される被験者特有の力学変形特性を強く反映する. 力学特性の影響は, 筋力レベルによらず 30 Hz 以下の低周波数域で強く表れる.

2.4.3 HSV による低筋力持続時の筋疲労検出

(1) 低筋力持続時の疲労原因

MSV は, 古くから筋の機械的疲労の評価ツールとして期待されてきた (Orizio et al., 1999, 2003). 断続的に 10% MVC を発揮させた後の MSV 変化を調べた先行研究 (Søgaard et al., 2003) では, 筋に長時間残る筋疲労の影響が低筋力 (5% MVC) の収縮テストで顕著に表れることが報告されている. また, Orizio et al. (1999) の MSV 計測

からも，単収縮後の疲労は長時間(少なくとも 6 min 以上)残るが，強収縮後(10～20% MVC 程度)は直ぐに回復することが分かっている．これらと本研究の結果を照らし合わせると，低筋力持続時の筋疲労は筋の力学的変形特性変化(機械的疲労)に依っており，低周波 MSV または HSV によく表れると考えられる．

(2) MSV および HSV に反映される筋疲労条件

図 2.11 から明らかなように，5% MVC における MSV 成分は主に r_{RMS} と r_{phase} が有意になる 30 Hz 以下の低周波領域にある．有意振幅を示した全データ数の中で 30 Hz 以下が占めた割合は，5% MVC では 39%，80% MVC では 14% であった．このことから，低筋力条件での疲労評価は従来の筋線維活動解析よりも粗大振動解析の方が適していることがわかる．ただし，1.3.2 節にしめしたマイオトノメトリの計測原理から明らかなように，HSV から筋の力学特性を検出するためには心拍由来の加振を統一することが必須となる．また，筋活動の影響をキャンセルして拍動由来の粗大振動のみを抽出することも必要となる．

従来から知られる MSV を用いた筋線維活動計測では，被験者間で筋および周囲軟部組織の機械特性が異なることが外乱となっていた (Jaskólska et al., 2004)．一方，HSV を用いた粗大振動計測は，筋疲労前の力学特性を基準とした被験者内での相対的变化から筋疲労を検出できる．

2.4.4 筋音解析分野における生理学的応用

本研究によって提案した r_{RMS} と r_{phase} ，すなわち，HSV に含まれる粗大振動の特徴と MSV に含まれる粗大振動の特徴比較から得られる相関係数は，5% MVC から最大筋出力付近までを通して，MSV 内の粗大振動と筋線維活動の内訳を推定することができる．本研究で得られた周波数分解能 13 Hz は筋生理学研究にとって必ずしも十分ではないが，より高いサンプリング周波数で計測を行ってスペクトル解析の窓関数の幅を広げれば，より詳細な解析も可能である．また，本研究では実験時間の短縮のためにランプ状筋収縮を採用し，結果，筋出力ごとに得られる情報量を犠牲にしているが，本研究の結果を基に，例えば筋収縮由来の振幅が拍動由来の振幅を上回り始める 20% MVC 付近などの重要な筋力レベル周辺を一定持続筋収縮試験で詳細に調査すれば，粗大振動や筋収縮活動の特性をさらに明確にできると期待できる．

2.5 小括

本章では、HSVを用いた低筋力持続時の筋疲労の検出方針について検討するために、脱力中の上腕周囲から得られた多点HSVと、5% MVCおよびランプ状筋収縮中に得られたMSVを比較し、以下の結論を得た。

- (1) 脱力中に上腕周囲に生じる粗大振動の特徴は被験者間では必ずしも一致しないが、個々の被験者内では脱力時から80% MVCまでを通じて一定になる。このことは、被験者毎に異なる軟部組織の力学特性が、粗大振動の発生に大きく影響していることを意味する。
- (2) 粗大振動の特徴が脱力中-筋収縮中間で一致する30 Hz以下の低周波体表面振動は粗大振動を支配的に含み、筋の力学特性をよく反映すると考えられる。MSVの周波数成分の大半が30 Hz以下になる低筋力時の筋疲労評価は、従来のMSV解析のような筋線維活動解析よりも、HSVを用いた粗大振動解析の方が適している。
- (3) HSVを用いた筋の機械的疲労検出の必要条件として、(A) 加振強度の統一、(B) 体表面振動内のMSVのキャンセル、およびHSVの摘出が挙げられる。

3 心拍由来体表面振動と筋の力学特性の関係

本章では，異なる身体部位，すなわち体幹上にある僧帽筋と，末梢部にある上腕二頭筋から得られる HSV，およびそれらの入力を反映すると考えられる心臓直上の HSV を比較する．これにより，HSV 波形に筋の力学特性が反映されるメカニズムについての仮説を立てる．

3.1 心臓直上の心拍由来体表面振動

3.1.1 波形

図 3.1 に平常時の心基部および心尖部 (1.3.2 節参照および図 5.4 参照) から得られた HSV から 1 拍動ぶんを抽出した波形の代表例を示す．図 3.1 には，同じ被験者の僧帽筋上部から得られた HSV も合わせて示している．なお，HSV には後述 (4.2.4 節) の加算平均を施してあり，波形の特徴が強調されている．

心基部 HSV は，図 1.8 に示した PCG (Luisada et al., 1958) とよく似ていることが分かる．1.3.2 節に示したように，PCG は収縮期に生じる I 音と拡張期に生じる II 音から構成される．また，I 音と II 音にはそれぞれ複数の棘があり，心収縮活動に関わる一連の心臓弁活動を表している．

心尖部 HSV は，心基部 HSV と同様に心音を観測できるものの，より大きな低周波成分を含んでいることがわかる．この低周波数成分は，心尖拍動 (古河ら, 1994) に近い振動と考えられる．心尖拍動とは，血液駆出を行う際の心臓の反動，あるいは心収縮時に心臓が右前方にわずかに旋回して心尖部を胸壁に押し付けられる現象を表している．すなわち，心尖部 HSV は心収縮活動に伴って (血管を介さずに) 心臓周辺に派生する低周波振動の発生源であると考えられる．

以下，周波数解析によって心臓直上の HSV をより詳細に解析する．

3.1.2 周波数解析と HSV の加振強度の検出条件

被験者 10 人から得られた心基部および心尖部の HSV の周波数解析を行った結果，図 3.2 に示すように，心尖部，心基部共にその周波数成分が 16 Hz 付近を境に二分されることがわかった．心尖部では 16 Hz 以下に大きな振幅成分がみられ，前節で示した PCG と共に観測される低周波振動 (=心尖拍動) の存在と合致した．

図 3.1 に，心基部 HSV，心尖部 HSV，肩部 HSV の各生波形から 1-16 Hz と 16 Hz 以上

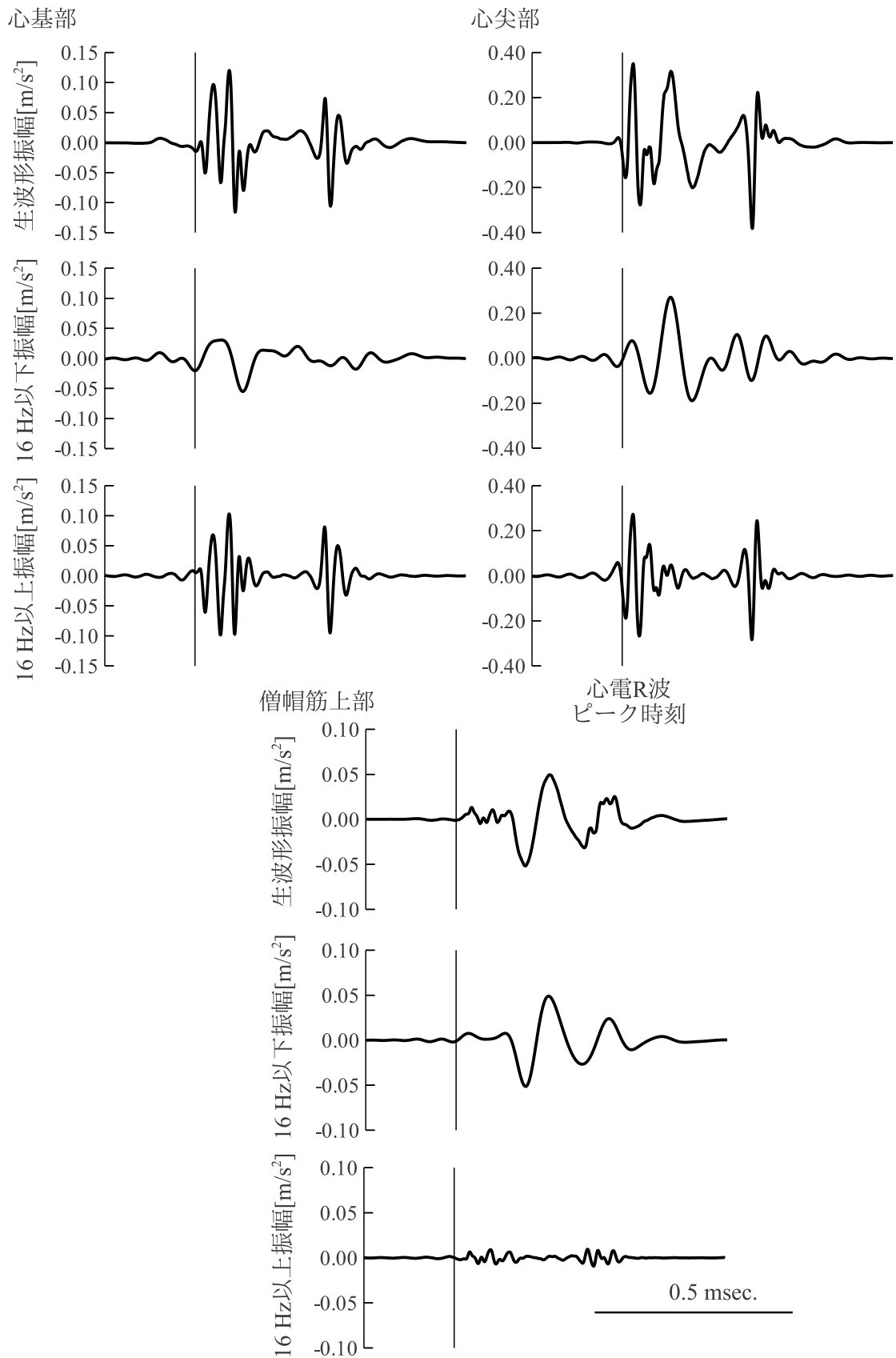


図 3.1 心基部，心尖部，肩部から得られた心拍由来体表振動，図中の縦線は心電 R 波のピーク時刻を表している。

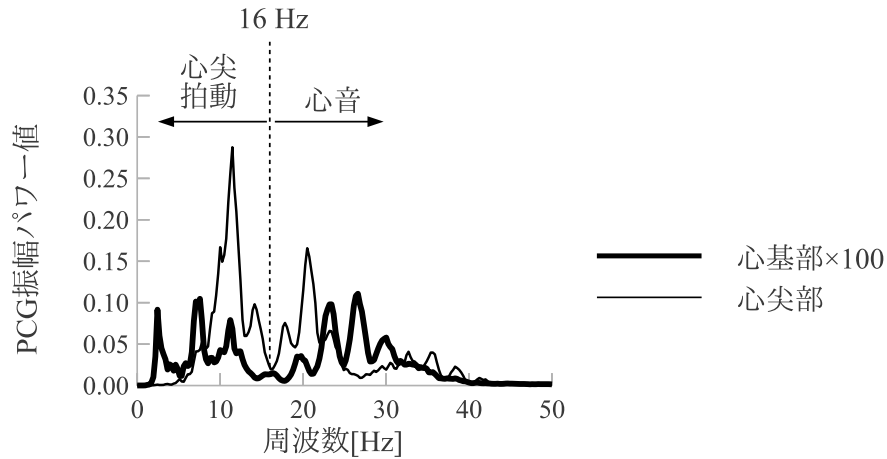


図 3.2 心臓直上 HSV のパワースペクトル密度関数. 比較し易くするために, 心基部 HSV の振幅値を 100 倍してある.

を抽出した波形を示している. 心基部, 心尖部共に, 16 Hz 以上に心音 I 音と II 音にわかれる心音波形が明確に観測された. 特に心基部では, 心電 R 波のピーク後に I 音が生じるという PCG の特徴 (Luisada et al., 1958) もみられた. このことから, 心臓直上から得られる HSV の 16 Hz 以上は心音を反映し, またその傾向は心基部において特に顕著であると言える. 1.3.3 節 (2) で述べたように PCG I 音は大動脈への血液流出に伴う (収縮期) 心臓弁活動を反映することから, 心基部 HSV の 16 Hz 以上成分を収縮期について解析することで, 血管を介して心拍が波及する末梢筋上の HSV の加振強度を評価できると考えられる.

一方, 図 3.1 において心尖拍動を表す心尖部 HSV の 16 Hz 以下の波形は, 肩部 HSV とよく似ていた. 図 3.3 に示すように, 0.1 s シフトさせた肩部 HSV の波形は, 心尖部 HSV と一致した. このことは全被験者に共通した傾向であり, 1-16 Hz 帯の心尖部 HSV と肩部 HSV について相互相関解析を行った結果, およそ 0.1 s のタイムラグで 1 に近い相互相関係数を得られることを確認した. 生体内の振動は粗密波ならば水中の音速で伝播するために, 心臓-肩部間の伝播に 0.1 s ものタイムラグを生じることはない. このため, 心尖拍動はせん断波の形式で心臓-肩部間の軟部組織を伝播したと推測できる. これらから, 僧帽筋のように血管を介さずに心臓から直接伝わる心尖拍動由来の HSV の加振強度は, 心尖部 HSV の 16 Hz 以下成分を用いて評価できると考えられる.

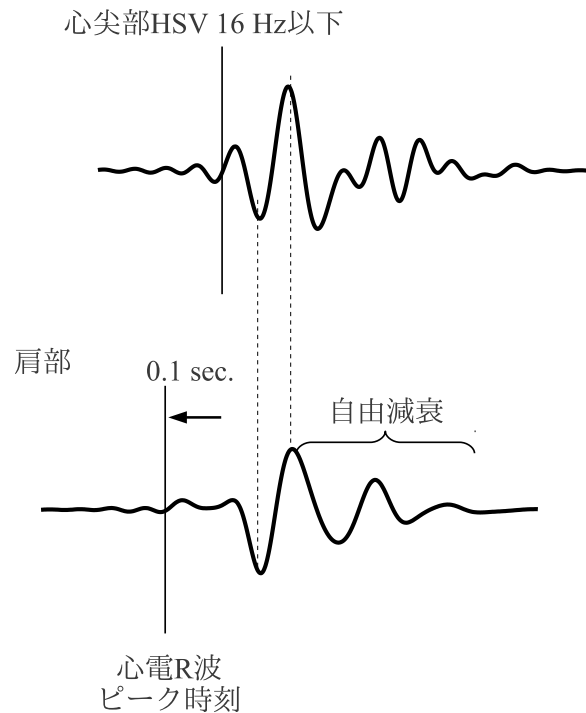


図 3.3 心尖部 HSV と 0.1 s タイムシフトした肩部 HSV の波形比較.

3.2 HSV の発生メカニズム

3.2.1 僧帽筋上部

図 3.1 下部に肩部 HSV の生波形と，心臓直上の HSV の周波数分布 (図 3.2) に基づいて 16 Hz 以下と 16 Hz 以上を抽出した波形を示す．肩部 HSV は，心音の棘を反映する僅かな高周波成分と，収縮期から拡張期にわたる大きな低周波数成分から構成されることがわかる．これは，前節で述べたように心臓からの振動が 16 Hz を境とした周波数の異なる 2 つの仕方で波及するためである．図 3.1 のように心音を直接的に反映する 16 Hz 以上の成分は微小にしか得られないため，本研究では 16 Hz 以下の成分に注目することとする．

肩部 HSV の 16 Hz 以下成分の波形を 0.1 s 程度シフトすると心尖部 HSV とよく一致することは既に図 3.3 に示した．また，図 3.3 から僧帽筋上部 HSV には心尖拍動の波及と考えられるピークの後に，さらに漸次的に減衰する自由振動波形が続くことが分かる．これらから，肩部 HSV 16 Hz 以下成分は心尖拍動を入力とする自由減衰振動であると考えられる．

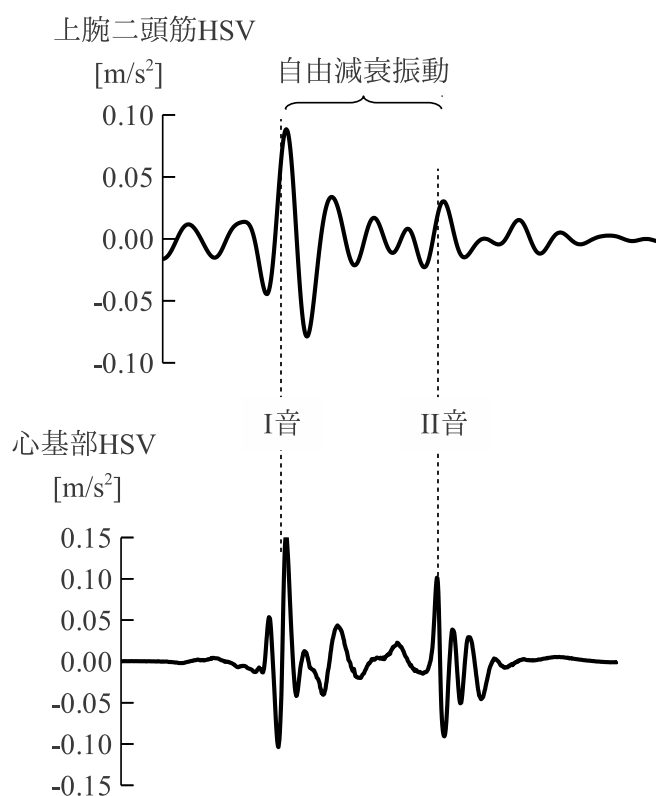


図 3.4 上腕二頭筋から得られた HSV. 同じ被験者から得られた心基部 HSV を併せて示している.

3.2.2 上腕二頭筋

図 3.4 は上腕二頭筋 HSV と心基部 HSV との比較を示している. 上腕二頭筋上に生じる HSV にはタイミングが異なる 2 つの加振があり, 主に一つ目の加振後に自由減衰振動が生じることがわかる. 同じ被験者の心基部 HSV との波形比較から, 上腕二頭筋 HSV の 2 つのピーク間のタイムラグは, 心基部 HSV の一つ目の成分 (PCG I 音) と二つ目の成分 (PCG II 音) の間にあるタイムラグと一致することがわかった. このことから, 上腕二頭筋 HSV の一つ目の加振源は PCG I 音, 2 つ目の加振源は PCG II 音であると推測できる.

3.3 HSV からの筋の力学特性解析

3.3.1 運動方程式

自由減衰振動の波形は, 以下に示す運動方程式で表すことができる.

$$\ddot{x} + \frac{c}{m}\dot{x} + \frac{k}{m}x = 0 \quad (3.1)$$

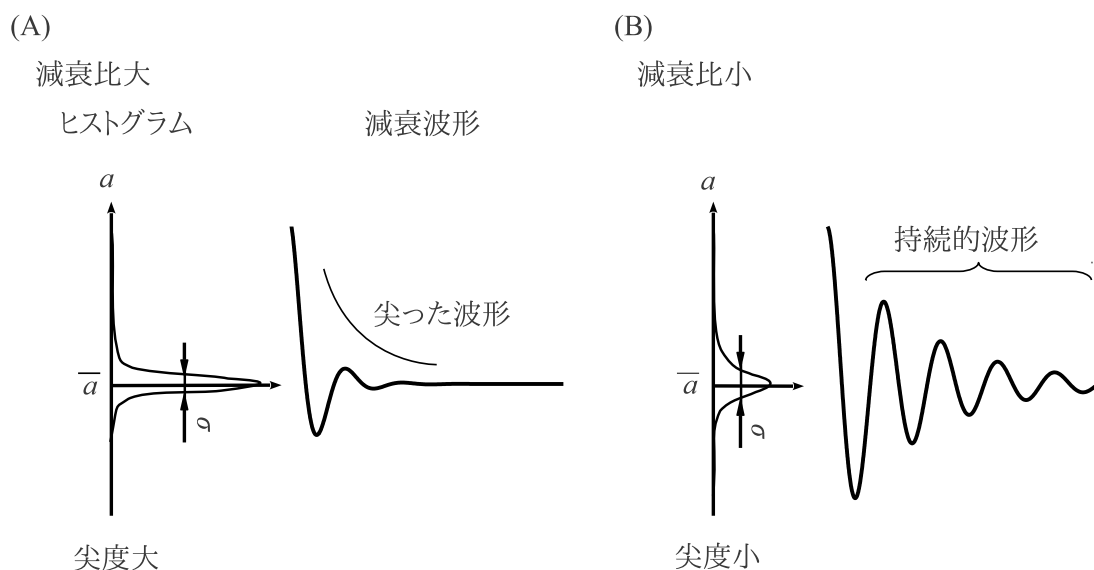


図 3.5 減衰比変化に応じた波形変化の模式図.

自由減衰振動の周波数は，固有角振動数を表す次式で決まる．

$$\omega = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (3.2)$$

便宜的に減衰を含まない固有振動数を示しているが，一般的に減衰が固有振動数に与える影響は小さいために問題はない．(3.2) 式から自由振動は剛性 k が増えるか，質量 m が減ると速くなる．

また，自由減衰振動の減衰傾向は，振動部の質量 m ，剛性 k ，粘性 c で決まる下記の減衰比で決まる．

$$\xi = \frac{c}{2\sqrt{mk}} \quad (3.3)$$

図 3.5 に，減衰比を小さくした (剛性 k および質量 m を増やす，または粘性 c を減らした) 際の自由減衰振動の波形変化を (3.1) 式を用いて計算した結果を示す．このように，減衰比が小さくなると自由振動の波形は減衰の影響が少なくなつて持続的になる．

このように，実験で得られた波形変化を運動方程式を用いて解析することで，波形を変化させた力学的原因を推定することができる．

3.3.2 波形評価パラメータ

3.3.1 節に示した方法は、HSV 波形を変化させた力学的原因を具体的かつ直接的に知ることができるが、本研究内で得られた HSV は必ずしも単一の刺激インパルスによって誘起されているわけではなく(4.4.3 節参照)、また、高感度の圧電型加速度計には 3 次元的に生じる振動が複合的に反映すると考えられる。また、後述するように、以後の実験で得られた HSV 波形においては固有角振動数の変化は小さかった。このため、特に全被験者を通じた統計的解析においては、振動の減衰傾向を総合的に表す以下の波形評価パラメータを用いることとした。

(1) RMS

1 拍動ごとに抽出した HSV 波形にスペクトル解析を施し、(2.2) 式に示した RMS を求めた。RMS は HSV 波形の持続度を表し、減衰の影響が小さい波形では大きくなる。

(2) 尖度 (Kw)

図 3.5 に示したように、HSV のヒストグラムから波形の持続度を評価できる尖度(以後、Kw)を導入した。Kw は、下式で求めることができる。

$$Kw = \sum_{i=1}^n \left(\frac{a_i - \bar{a}}{\sigma} \right)^4 \quad (3.4)$$

ただし、 a は加速度、 $\bar{a}$ と σ はそれぞれ拍動として抽出した 1 s 間における a の平均値と標準偏差、 i は時刻毎に割り振られるデータ番号、 n は一拍分のデータ数である。

Kw は、図 3.5(A) のようにピーク直後から急速に減衰する波形では大きく、逆に、図 3.5(B) のように剛性が相対的に大きいために振動が持続する場合には小さくなる。

3.3.3 加振強度変化の影響の回避

HSV 波形からの筋の力学特性変化の計測は、心収縮活動由来の加振強度が一定に保たれていることが前提となる。これを確認するために、以後の実験においては心拍数の計測などによって加振強度変化の有無を調べることとした。

また、心収縮活動自体は一定に保たていたとしても、重力下で生じる心音や心尖拍動の強さは姿勢変化の影響などによって変化する可能性がある。3.3.1 節 (2)

に示した尖度は、波形を無次元化するためにそうした加振強度変化の影響をキャンセルする効果がある。このため、4章においてはRMSとKwによる波形評価を併用してこれらの比較を行った。また、5章に示した実際のPC作業中の計測では姿勢変化の統一が困難であったため、心臓直上のHSVから心音と心尖拍動を計測し、これで筋上のHSVの振幅を正規化することで、HSV発生の入出力応答を評価した。

3.4 実験デザイン

以後の実験概要と目的を下記に示す。

まず、4章では、3.3.1節で示したHSVに筋の力学特性が反映されるメカニズムの検証を行う。このために、本論文2章を含めて研究事例が豊富で計測方法が確立されている上腕二頭筋の等尺性収縮を計測する。また、4章の実験では、(1) 2章で明らかになった課題の一つである筋収縮由来の振動のキャンセル、(2) 筋の力学特性が長時間筋に残留して生理的疲労を生じることの証明、にも焦点を当てる。(2)への配慮から、もっとも低筋力で筋電による生理疲労解析の実績(入江ら, 2003)がある10% MVCを採用した。10% MVCという比較的高めの強度は、(1)の目標(キャンセルすべき筋収縮由来の振動量)を安全側に設定する意図もある。

5章では、実用性評価を重視して実際のPC作業中の僧帽筋上部を計測する。僧帽筋ではHSV自体が微弱となり、また実作業中の計測では姿勢の拘束や発揮筋力条件などの統制が困難となるため、心電と心音および体幹角度を同時計測して心収縮活動を詳細に解析する。

3.5 小括

本章では、肩部、上腕二頭筋および心臓直上から得られたHSVの比較から、筋の力学特性がHSV波形に反映されるメカニズムについて仮説を立てた。これらの仮説を検証するための実験デザイン、および2章で得られたHSVによる機械的疲労計測の必要条件について、以下の結論を得た。

- (1) HSVには血管を介して伝わる心音を加振源とするものと、心臓から直接的に伝わる心尖拍動を加振源とするものがある。心音と心尖拍動は、それぞれ心臓直上から得られるHSVの16 Hz以下と16 Hz以上に表れる。

- (2) 心臓に近い僧帽筋の HSV は、心尖拍動由来の低周波自由減衰振動である。一方、心臓から離れた上腕二頭筋の HSV では、血管を介して伝わる心音由来の自由減衰振動が支配的になる。
- (3) HSV 波形が変化する原因は運動方程式を用いた波形シミュレーションから推定できる。波形の減衰傾向は、1 拍動ぶんの減衰波形の平均振幅、または尖度で評価できると考えられる。
- (4) HSV を用いた筋の力学特性計測では心収縮活動による加振強度が一定に保たれていることが前提となる。このため、心拍数の計測などによって計測中の安静を確認する事が必要になる。
- (5) (4) に加え、HSV の加振強度を心臓直上から計測して振幅値の正規化に用いることもできる。心臓から心尖拍動が直接波及する僧帽筋などの体幹上の筋の HSV の加振強度は心尖部 HSV 16 Hz 以下の振幅値から、血管を介して心拍が波及する上腕二頭筋などの末梢筋 HSV の加振強度は心基部 HSV 16 Hz 以上成分の収縮期 (PCG I 音) の振幅から、それぞれ評価できる。

4 心拍由来体表面振動を用いた上腕二頭筋の力学特性変化の計測と機械的疲労解析

4.1 本章の目的と概要

4.1.1 HSV による筋の力学特性検出メカニズム

3.2.2 節に示したように，上腕二頭筋 HSV は上腕動脈からの拍動を加振源とした自由減衰振動であり，波形を変化させる原因は運動方程式から推定できる．本章ではこの仮説を検証し，筋収縮の前後やその後の脱力中に生じる HSV 波形変化を力学的に解析する．

4.1.2 MSV を含む体表面心動からの HSV の抽出

3.4 節で述べたように，本章では PC 作業などの日常的低筋力作業と比較して高めの筋力レベルを設定し，MSV をキャンセルして HSV のみを取り出す解析手法を開発する．

4.1.3 筋の力学特性変化と生理的筋疲労の関係

(生理的)筋疲労時には，筋収縮システムにおける入出力応答が劣化して筋力が出にくくなる(1.1.2 節参照)．この現象は，従来研究では筋線維伝導速度の低下などの電気的特性変化に関連付けられることが多く，筋の力学特性変化が(単独で)生理的疲労を生じることを示した研究はない．本章では，筋収縮を伴わずに計測できる HSV の特性を利用して断続的な筋収縮間の力学特性変化を時系列的に計測し，筋の力学特性変化が休息中にも筋に長時間残留して生理的筋疲労の原因になることを示す．

4.2 実験方法

4.2.1 被験者

被験者は，表 4.1 に示す健常男性 9 名とした．被験者には，事前に実験内容をよく説明した上で文書で同意を得た．本実験は，ヘルシンキ宣言による倫理基準に基づき，慶應義塾大学理工学部生命倫理委員会にて承認された．

4.2.2 計測条件

体表面振動に含まれる MSV の量を安全側に設定するために，10% MVC の等尺性収縮という PC 作業などと比較して強めの負荷を採用した．10% MVC という発揮

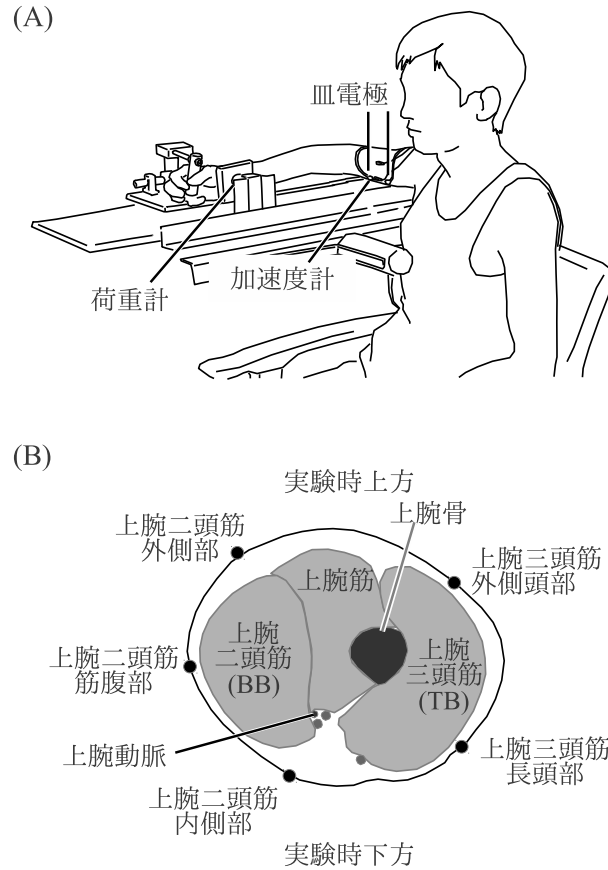


図 4.1 (A) 実験風景. 本章では, HSV 用の加速度計に加え, EMG 計測用の皿電極を被験者の上腕部にはり付けた. 図示していないが, 被験者の視界前方には図 2.1(A) と同様に発揮筋力をリアルタイムフィードバックするためのモニタを置いた. (B) 上腕周囲の HSV 計測点. 生理断面図は, 右上腕部を肩関節から肘関節の方向に見ている. Spitzer et al. (1998) を基に作成.

筋力は, 筋に長時間残る機械的疲労の存在の証明も考慮して, EMG による生理的疲労評価が可能な最小の強度 (Hagberg, 1981; 入江ら, 2003) を得られるように決定した. 実験装置と実験肢位, MVC の計測方法は 2 章とほぼ同じであるため, 以下で

表 4.1 被験者の身体特性と検出動脈拍動数

被験者	利き腕	年齢 [歳]	身長 [mm]	BMI	握力 [kg]	上腕屈曲囲 [mm]	上腕長 [mm]	上腕屈曲囲 / 上腕長	検出圧脈波数		
									収縮前	収縮中	収縮後
A	右	24	1775	20.8	45.0	271	315	0.86	118	56	69
B	右	24	1778	18.4	45.0	279	321	0.87	84	61	25
C	右	23	1740	17.8	35.0	281	300	0.94	79	3	44
D	右	21	1700	20.1	46.5	283	290	0.98	199	13	34
E	右	22	1663	21.1	39.5	275	278	0.99	187	18	48
F	右	28	1782	21.4	40.0	291	293	0.99	116	51	36
G	左	21	1780	22.1	35.0	307	307	1.00	74	13	44
H	右	31	1650	23.1	36.0	290	285	1.02	47	54	25
I	右	23	1650	22.4	35.0	298	280	1.06	50	46	32

は本章特有の項目のみを重点的に示す。

実験風景を図 4.1 に、実験の流れを図 4.2 に示す。本章の実験では筋収縮テスト以外に起因する被験者の疲労を回避・統一する必要があるため、MSV の計測から以下に示す本計測までには 10 min 以上の休憩を挟んだ。さらに、以下に示す厳密に統制した時間区分における筋収縮中および実験肢位での休息中を計測した。

(1) 筋疲労前の HSV 波形を知るための、実験肢位での休息状態 10 min 間。

(2) 10%MVC・5 min 間の等尺性収縮。

収縮時間 5 分間は、一般的な体力の被験者が無理無く筋力をキープ出きるように、予備実験から試行錯誤的に設定した。発揮筋力の調整は、被験者の視界前方に設置したモニタにおいて発揮筋力を表す水平線にリアルタイムで計測した発揮筋力を重ねることで行った。計測は、予め筋力を目標範囲に到達させ、10 s 程度かけて筋力が安定した状態から開始した(この間のデータは解析には含めない)。この際、不慣れによって筋力の安定までに時間がかかると、余計な筋疲労が生じて実験結果に影響することが考えられるため、各被験者には最大筋力の計測時に 10% MVC の発揮を数回体験させた。

(3) 実験肢位での 4 min 間の休息、先行研究 (Orizio et al., 1999) によれば筋線維伝導速度低下などの電氣的疲労は 2 分程度で回復する。このため、電氣的疲労の回復を強く期待できるように倍の 4 分間を休息時間とした。

(4) 10%MVC, 5 min 間の等尺性収縮。

筋の生理的筋疲労を評価するために、1 回目の筋収縮と同様の仕方で 2 回目の等尺性収縮を行わせた。

4.2.3 計測方法

(1) HSV 計測

本章では筋線維活動由来の局所的振動ではなく筋全体に生じる粗大振動(2 章参照)の計測を目的としているため、HSV 計測点を筋腹付近に集中させる必要はない。このため、センサをより上腕部周囲に分散して配置できるよう、図 4.1 のように上腕二頭筋(BB)内側部と外側部の位置を前章(図 2.1 参照)よりもそれぞれ内側、外側(上腕二等筋の端部)に修正した。計測位置を各被験者の解剖学条件に合わせるために、センサ取り付け前に超音波計測装置 (SONOACE R3; Medison Co. Ltd,

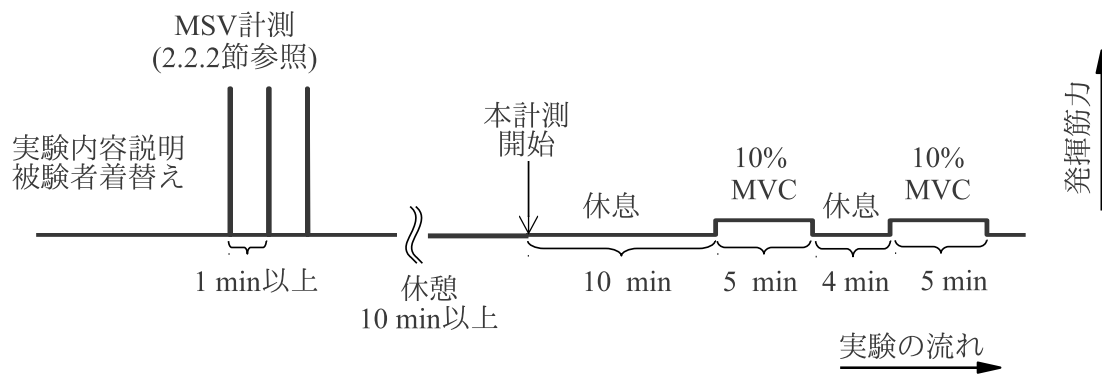


図 4.2 実験の流れ

Korea) を用いて皮膚下の筋位置を確認し，取り付け位置を水性ペンでマーキングした．加速度計は，両面テープで肌にはり付けた．

(2) EMG 計測

筋の生理的疲労を評価するために，BB 筋腹部，上腕三頭筋 (TB) 外側頭部，TB 長頭部の EMG を，9 mm 直径の双極皿電極を用いて計測した．電極の取り付け前には，専用の研磨剤 (スキンプュア；(株) 日本光電) を用いて皮膚表面の角質を除去した．各電極は，HSV 計測用の加速度計を挟んで筋長方向に 40 mm 程度離してはり付けた．

EMG 信号は誘発電位計測装置 (MEB-5500；(株) 日本光電) を用いて増幅・バンドパス処理 (5-500 Hz) した．

(3) 筋力計測

図 4.1 に示した荷重計で計測した発揮筋力信号は，アンプ (DPM-601A；(株) 共和電業) で増幅した．

(4) データの記録とフィルタリング

計測データは，16 bit の A/D 変換器を用いてサンプリング周波数 2000 Hz で量子化し，コンピュータに記録した．デジタル化した HSV 信号と EMG 信号には，自作のソフトウェアを用いてそれぞれ 1-20Hz，5-500 Hz のバンドパス処理を施した．筋力信号は，阻止域 10 Hz でローパス処理した．

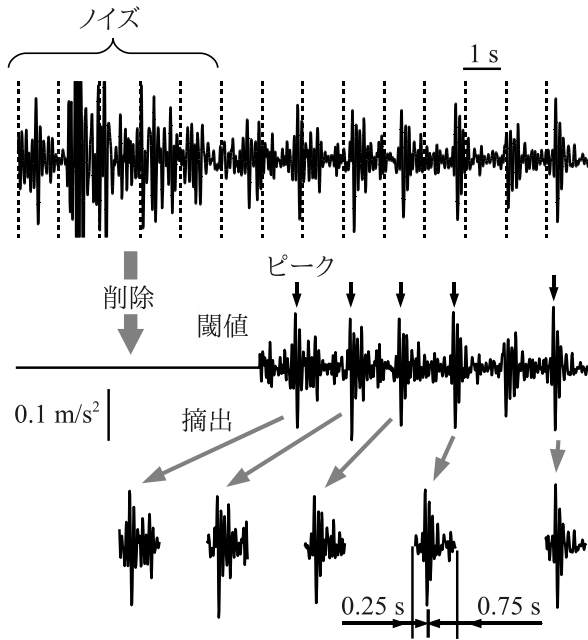


図 4.3 体表面振動からの拍動検出

4.2.4 HSV 波形の解析方法

(1) 動脈拍動の検出方法

2章に示したように，筋収縮中の体表面には動脈拍動に起因したHSVと筋収縮に由来したMSVが混ざって表れる．この中からHSVのみを取り出すために，以下に示す3段階の信号処理を行った．

(A) ノイズ削除

体表面に波及する動脈拍動は微小であるため，体動等によるノイズを含む信号部分では，図4.3左上のように動脈拍動を判別できない．このため，1 s間隔で区切った各データ区間内で計測位置毎のHSV絶対値の積分値 S_i^j を求め(右下添字 i と右上添字 j はそれぞれ区間番号，計測位置番号を示す)，拍動を反映して積分値が $\min_{i=1 \sim N} S_i^j$ に近い区間と，ノイズを反映して積分値が $\max_{i=1 \sim N} S_i^j$ に近い区間とを分離するための閾値 h_j を次式のように定めた．

$$h_j = \min_{i=1 \sim N} S_i^j + \kappa (\max_{i=1 \sim N} S_i^j - \min_{i=1 \sim N} S_i^j) \quad (4.1)$$

ただし， N は区間総数であり，5分間の筋収縮中の計測ではおよそ300になる． κ はSN比を表す定数であり，心拍を検出する区間のみが残るよう，データ毎に試行錯誤的に0.01～0.7の値に設定した．(4.1)式の閾値 h_j を全計測位置

($j = 1 \sim 5$) が下回らないとき、その区間を削除して解析対象から除外した。

(B) 動脈拍動ピーク時刻の検出

ノイズを削除したデータについて計測位置毎の標準偏差 σ^j を求め、次式を満たすデータ範囲について加速度 a^j の微分値が正から負に移行する時刻を拍動のピーク時刻とした。

$$a^j > \beta \sigma^j \quad (4.2)$$

ただし、ピーク時刻の検出に用いる計測位置 (番号 j) はデータ毎の振動傾向に応じて選び、ピーク値の検出閾値を決める β も試行錯誤的に 2.8~3.2 に設定した。

(C) 加算平均

検出したピーク時刻の 0.25 s 前から 0.75 s 後までの 1 s 間のデータを同時刻帯について全計測点から摘出し、加算平均することで計測区分毎の HSV 波形を得た。(1) のノイズ削除によって欠損したり、ピーク前 0.25 s 間に他のピークが検出された波形は無効とした。

本手法の (B)(C) はスパイクトリガー平均法 (例えば, Gandevia et al. (1986); Uchiyama et al. (2011)) の応用である。通常、筋活動解析におけるスパイクトリガー平均は筋を電気刺激した時刻で EMG や MSV を加算平均することで筋収縮活動を強調するが、本手法は拍動時刻で加算平均することによって逆に筋収縮活動をキャンセルするという特徴がある。

(2) 波形特徴量

HSV の信号特徴量として 1 拍動ぶんの減衰波形の RMS と Kw(3.3.2 節) を求めた。RMS は、解析を行う区間内に検出された全拍動それぞれに長さ 2048 のハミング窓を適用したフーリエ変換を施し、それらを加算平均したパワースペクトル密度関数から求めた。また、加振強度の強さを評価するための動脈拍動波形のピーク値も算出した。ピーク値とは、本節 (1) 節の方法で得られた加算平均 HSV における時刻 0 の加速度値である。

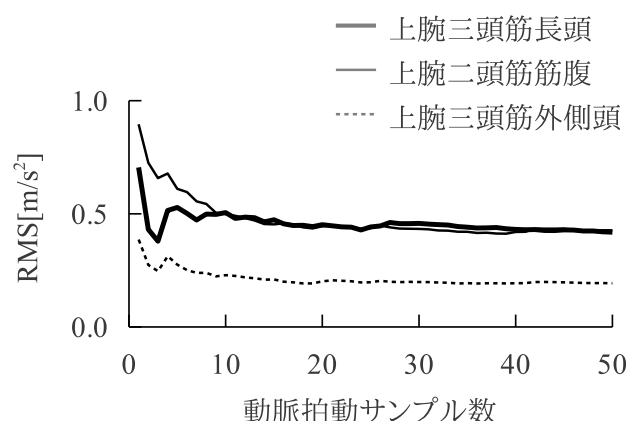


図 4.4 HSV のサンプル数に応じた RMS の計算結果．上腕二頭筋内側部と上腕二頭筋外側部は，図中の上腕三頭筋外側頭部と同様の傾向であった．

4.2.5 統計処理

HSV 特徴量の比較には，筋収縮との時間関係を要因とする一元配置分散分析，および計測位置を第二要因として加えた二元配置分散分析を用いた．分散分析に有意差が生じた要因については，必要に応じて Tukey 試験による多重比較検定を行った．また，1 回目の筋収縮中と 2 回目の筋収縮中の EMG および筋出力変動の比較には，対応のある t 検定を用いた．全ての検定は，Matlab R2011b を用いて有意水準 5% で行った．以後，全てのデータは特に断らない限りは被験者間の平均値 ± 標準偏差で示す．

4.3 結果

4.3.1 動脈拍動の検出効率

表 4.1 に各被験者における動脈拍動の検出数を，1 回目の筋収縮前の休息中，1 回目の筋収縮中，その後の休息中についてそれぞれ示す．心拍周波数をおよそ 1Hz と仮定して計測中の全拍動数を見積もると，それぞれの区間で $17.6 \pm 9.2\%$ ， $11.6 \pm 7.6\%$ ， $16.5 \pm 5.7\%$ の動脈拍動を検出できたことになる．動脈拍動の検出数が増えるほど以後の解析に生じる SN 比が小さくなり，MSV のキャンセリング効率も高くなる．そこで，筋収縮活動起源の振動をノイズとして含む筋収縮中の信号をランダムに選び出し，波形サンプル数に応じた解析精度を RMS で評価した．この解析は動脈拍動の検出数が多い被験者でしか意味をなさないため，拍動検出数の多かった被験者 A, B, F, H, I (表 4.1 参照) のみについて行った．典型的な結果を示した被験者 A についての解析結果を示した図 4.4 から，サンプルセット数が 10 を越える

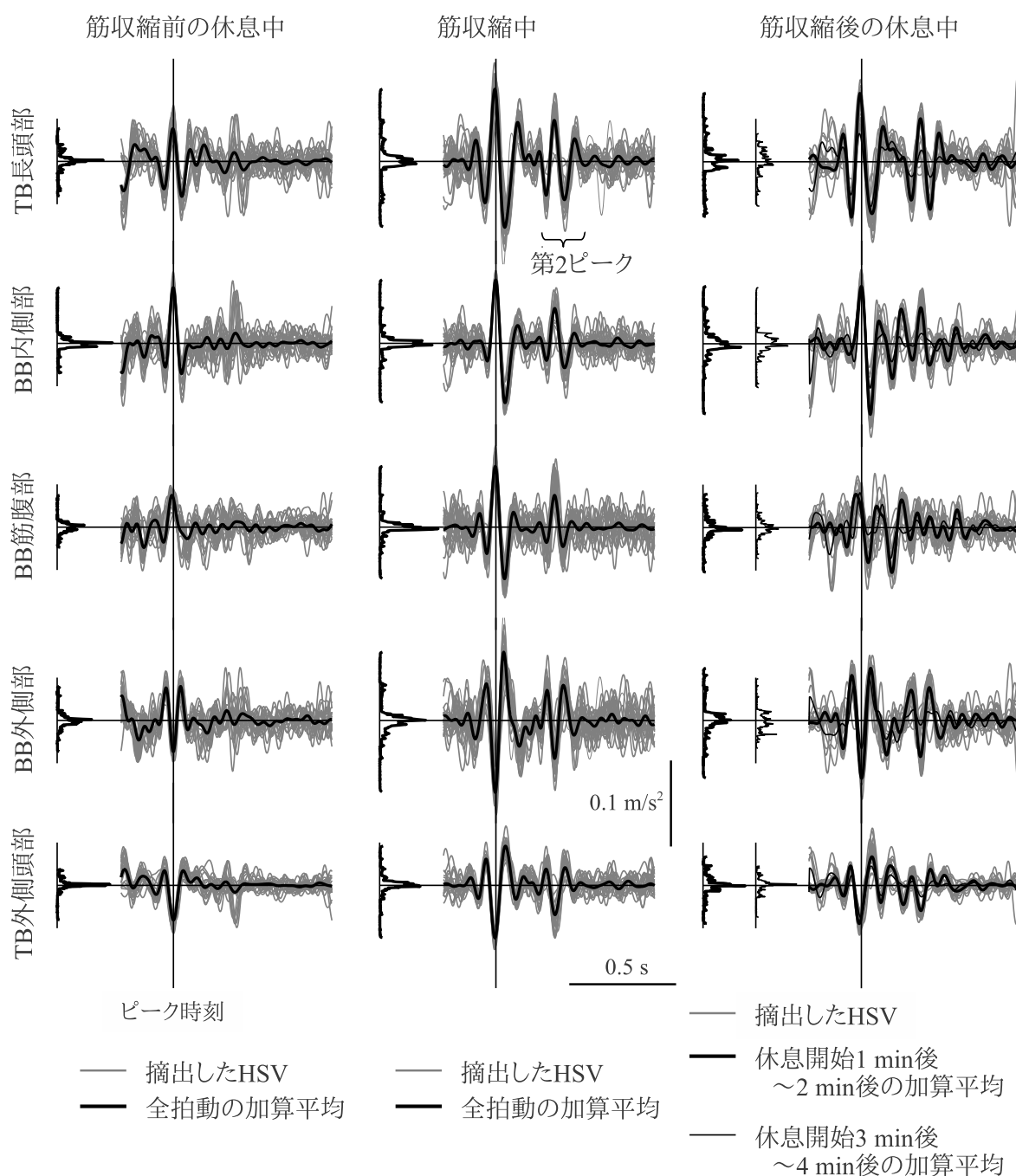
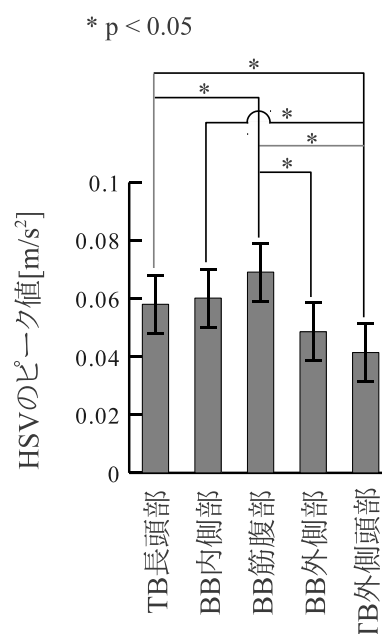


図 4.5 筋収縮前後の HSV の変化の典型例. 被験者 B の HMMG 波形 (灰色線) とその加算平均 (黒線), および各加算平均波形のヒストグラム (波形の左側に波形と同じ線種で図示).

と概ね値が安定し、推定精度が飽和することがわかった．この傾向は、被験者 B, F, H, I にも共通していた．表 4.1 の各被験者における動脈拍動検出数は、被験者 C の筋収縮中を除けばすべて検出数 10 を満足したことから、十分な数の動脈拍動を検出できたといえる．なお、脱力中には HSV 波形に干渉するノイズが少く、検出数が推定精度に影響することはない．



要因	二乗和	自由度	二乗平均	F 統計量	有意水準
筋収縮との時間関係	2.32e+2	5	4.60e-3	6.22e-1	0.683
計測位置	3.49e+1	4	8.73e-2	1.17e+1	0.000
交互作用	2.26e-2	20	1.10e-3	1.52e-1	1.000
残差	1.79e0	240	7.40e-3		
全体	2.18e0	269			

図 4.6 上部：筋収縮前に各計測点で生じた HSV のピーク値（絶対値）の比較．誤差範囲は計測位置間の標準偏差を示す．下部：分散分析表．棒グラフに示した計測位置は第 2 要因に配置してある．

4.3.2 筋収縮前後の HSV の波形変化

図 4.5 に，1 回目の筋収縮前の休息中，1 回目の筋収縮中，その後の休息中に検出された HSV の被験者内変動を，典型的な波形を生じた被験者 B について示す．この例では，上腕二頭筋 (BB) 内側部でピーク値の検出を行っている (4.2.4 節参照)．図 4.5 には，HSV の加算平均結果，および加算平均波形のヒストグラムを併せて示した．

(1) 筋収縮前の休息中の HSV の特徴

図 4.5 左列に示した筋収縮前では，動脈拍動が BB 内側部に最も顕著に表れ，同時刻の BB 外側部には BB 内側部と逆相になる負のピークが生じた．最大ピーク値が現れる位置は，全被験者を通じて主に上腕内側に位置する計測点に集中していた．実際，二元配置分散分析によって計測位置がピーク値（絶対値）に有意差を生

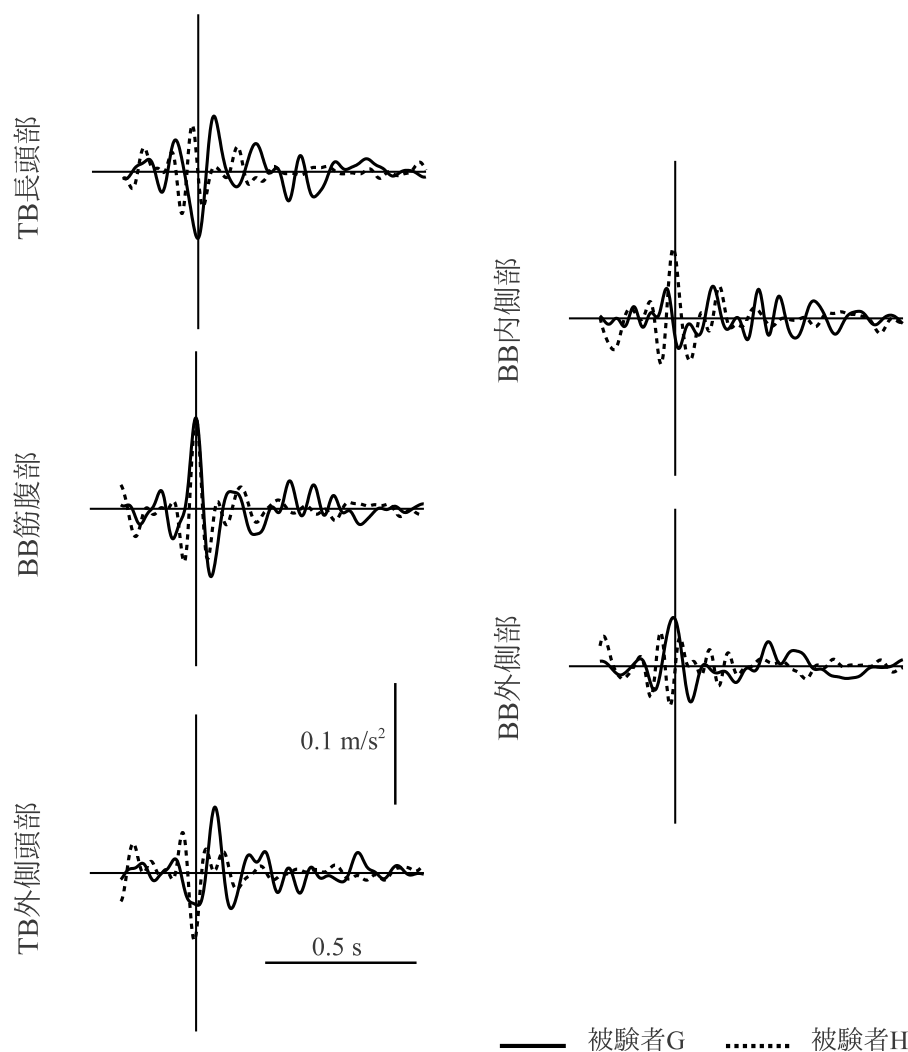


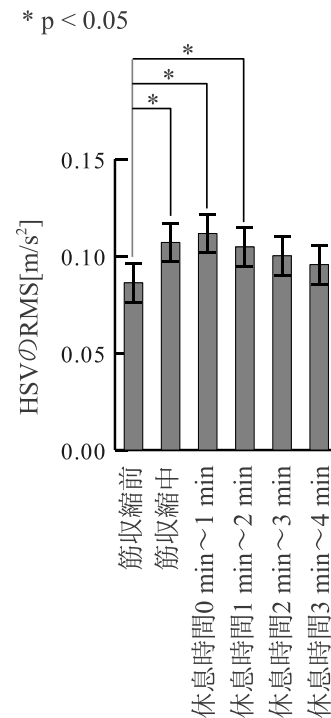
図 4.7 多点 HSV の位相パターン. 被験者 G と被験者 H における筋収縮前 HSV の加算平均波形.

じ, Tukey 試験においては図 4.6 のように TB 長頭部, BB 内側部, BB 筋腹部のピーク値が主に上腕外側の計測点と比較して有意に大きいことが確認できた. なお, 筋収縮との時間関係およびそれと計測位置間の交互作用は, 分散分析に有意差を生じなかった.

BB 外側部と BB 内側部が逆相になる傾向は, 被験者 A~D, F に共通した. その他の被験者については, 図 4.7 に示したように, BB 外側部に正のピークが生じるか (被験者 G), あるいはピーク自体が微小になる傾向があった (被験者 E, H, I).

(2) 筋収縮中の HSV の特徴

図 4.5 の加算平均波形から, 筋収縮中の HSV はピーク後 0.3 s 程度にもう 1 つのピーク値を持つことが明かになった. HSV の RMS を変数とした二元配置分散分析



要因	二乗和	自由度	二乗平均	F 統計量	有意水準
筋収縮との時間関係	1.78e-2	5	3.60e-3	4.60e0	0.001
計測位置	6.31e-2	4	1.58e-2	2.04e+1	0.000
交互作用	4.90e-3	20	2.00e-4	3.18e-1	0.998
残差	1.85e-1	240	7.00e-4		
全体	2.71e-1	269			

図 4.8 上部：筋収縮前後の HSV の RMS の変化. 誤差範囲は筋収縮との時間関係についての標準偏差を示す. 下部：分散分析表.

においては筋収縮との時間関係が変数に有意差を生じ、さらに、Tukey 試験において図 4.8 のように筋収縮中の RMS が筋収縮前と比較して有意に大きいことが確認できた。なお、計測位置も RMS に有意差を生じるが、二要因間の交互作用はなかった。前節で述べたように HSV の (1 つ目の) ピーク値は筋収縮の前後で有意に変化しなかったため、RMS の変化は単独のピークの大きさではなく、ピーク後の減衰傾向や 2 つ目のピークの有無によると判断できる。

(3) 筋収縮後の休息中の HSV の特徴

図 4.5 右列から、筋収縮後の HSV は筋収縮中の HSV の傾向を引き継ぎ、2 つ目のピークを含んだ持続的波形であることがわかる。図 4.8 に示したように、休息時間 0 min~2 min までの HSV の RMS は筋収縮中と同等に大きかった。休息時間の経過と共に RMS は徐々に減少するが、有意差は確認されなかったものの 4 min 経過時

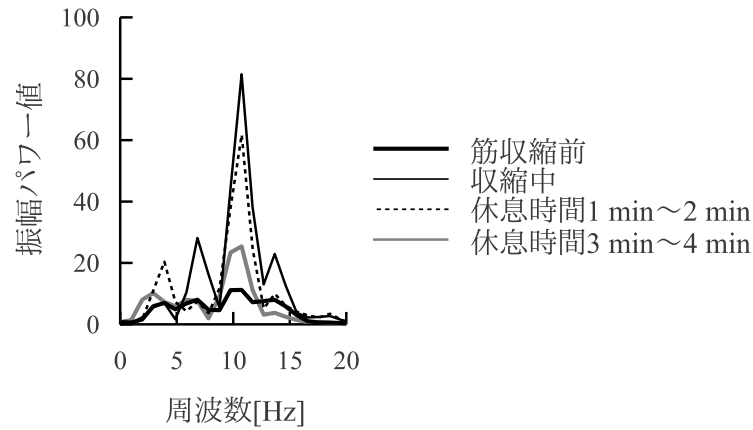
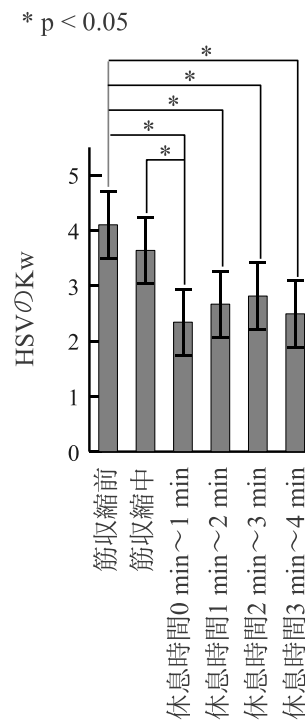


図 4.9 筋収縮によって生じる HSV のパワースペクトル密度関数の変化．肘関節屈曲時の筋収縮活動の影響を受けにくい TB 長頭部の解析結果を，図 4.5 と同じ被験者 B について示している．



要因	二乗和	自由度	二乗平均	F 統計量	有意水準
筋収縮との時間関係	1.10e+2	5	2.21e+1	5.13e0	0.0001
計測位置	5.83e+1	4	1.46e+1	3.40e0	0.0102
交互作用	2.22e+1	20	1.11e0	2.58e-1	0.999
残差	1.00e-3	240	4.30e0		
全体	1.20e-3	269			

図 4.10 上部：筋収縮前後の HSV の Kw の変化．誤差範囲は筋収縮との時間関係についての標準偏差を示す．下部：分散分析表．

にも筋収縮前の値よりも大きく留まる傾向があった。

筋収縮前と筋収縮中には1つまたは2つのピークがインパルス的に生じていたが、筋収縮後では(図4.5の例では特にBB内側部とTB長頭部において)1つ目のピークと2つ目のピークを含む10-15 Hz程度の定常的振動が生じる傾向があった。このことは、図4.9に示したパワースペクトル密度関数の変化からも確認された。また、図4.5中に示した波形のヒストグラムの尖りが筋収縮前と比較して筋収縮後に緩やかになったことも、定常的な波形の発生を表している。実際、HSVのKwについて行った二元配置分散分析において筋収縮との時間関係がKwに有意差を生じ、Tukey試験から図4.10のように休息時間0 min ~ 1 min 迄のKwが筋収縮前および筋収縮中に対して、休息時間1 min~4 min 迄のKwが筋収縮前に対してそれぞれ有意に小さいことが確認された。なお、計測位置もKwに有意差を生じるが、二要因間の交互作用はなかった。

4.3.3 MSVのキャンセル

図4.5中列から、筋収縮時には筋収縮活動を反映して主にBB筋腹部とBB外側部において、動脈拍動ピーク以外の時刻の振幅値が増大したことがわかる。しかし、筋活動は動脈拍動に対してはランダムになるため、動脈拍動ピーク時刻で重ねた加算平均では零に近づいた。このことは、4.2.4節によってHSV(拍動由来の振動のみ)を抽出できることを意味する。

4.3.4 EMG および発揮筋力

図4.11に、BBのEMG RMSと発揮筋力の変動係数を1回目の筋収縮中と2回目の筋収縮中についてそれぞれ30 s間隔で計算した結果を示す。1回目の筋収縮中のEMGと発揮した筋力の変動係数は、計測開始から1 min間ほどかけて安定した後、収縮時間の経過と共に増加した。これらは、筋収縮の持続に伴って筋疲労が進行したことを意味する。

2回目の筋収縮開始時のBBのEMGは、1回目の筋収縮終了時と比較すれば小さいものの、1回目の筋収縮開始時の値よりは大きかった。これは被験者間に共通する傾向であり、2回目の筋収縮開始から30 s後までのEMGから求めたRMSは、1回目の筋収縮開始から30 s後までと比較して有意に大きいことが収縮試験間を要因とする t 検定で確認された($p < 0.05$)。このことは、1回目の筋収縮で生じた筋疲

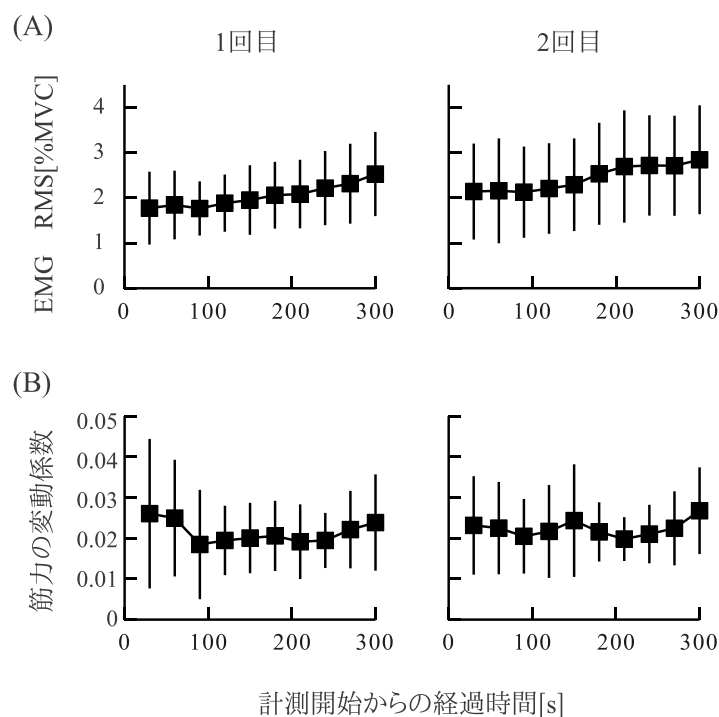


図 4.11 筋収縮中の上腕二頭筋活動の変化。(A) EMG の RMS. (B) 発揮筋力の変動係数. 誤差範囲は被験者間の標準偏差を示す.

労が2回目の筋収縮の開始時にも残っていたことを意味する.

データは省略するが, 肘関節の屈曲に(少なくとも直接的には)関与しないTBのEMGは, 筋収縮中および筋収縮間にほとんど変化しなかった. また, 同じ時刻条件で比較した筋力の変動係数は1回目と2回目に有意な差はなかった. これらから, 被験者の集中力や活動筋の違いがBBのEMG変化に影響したことはないと判断できる.

4.4 考察

実験結果から, 10% MVCを5 min間維持する等尺性収縮によって体表面に波及する動脈拍動波形が変化することが明かになった. この変化は4 min間の休息中にも残り, その後の筋収縮活動(EMG)に影響することが示唆された. 本節では, これらの結果について考察する.

4.4.1 加振強度一定の検証

本章の実験では, 心電や圧脈波から直接的に心拍由来の加振強度を計測したわけではないが(心電等の計測については5節参照), 以下の理由により間接的には心

収縮活動一定を裏付けられる。

末梢部の筋上に生じる約1 s周期の信号が近傍の動脈からの拍動によって生じることは、前腕部MSVに混入する周期信号が止血帯を用いて脈を止めた条件では消えたこと (McKay et al., 1998), およびHSVが心電図QRS波形に引き続いて生じ、心電図に棘波がないところには生じない (McKay et al., 2007) ことから明らかである。動脈内における振動エネルギーは血流そのものか圧脈波による伝搬が考えられる。(定常流としての) 血流速度はせいぜい0.5 m/sであることから、図4.5に示したようなインパルス的な加振を生じるとは考えにくい。このため、数m/sの速さで筋の横を一瞬で通過する圧脈波 (Hareva et al., 2006) が、(上腕周囲に生じる) HSVの直接的な発生源である可能性が高い。

加振強度によって決まるHSVの(インパルス入力時の) ピーク振幅値は4.3.2節(1)に示したように筋収縮の前後で有意に変化しなかった。これは、本研究で用いた10% MVCの等尺性収縮には有酸素運動を引き起こすほどの強度はなく、圧脈波に大きく影響する心拍出量が筋収縮の前後で有意に変化しなかったためと考えられる。運動時に一回拍出量と共に増加する心拍数(古河ら, 1994)の増大も1 min間あたり0~4程度であった。ただし、連続した拍動を検出することが必要となる心拍数の算出は一部の被験者でしか行えなかったため、データは示さなかった。

上腕二頭筋上に生じるHSVが上腕動脈を介した心拍の波及であることは、2章の考察で既に述べた。また、3.2.2節に示したように、上腕二頭筋HSVの一つ目の加振源はPCG I音、2つ目の加振源はPCG II音であると考えられる。PCG I音とII音の間のタイムラグは心拍数が増えれば短くなる。また、心臓活動に異常が生じるとI音とII音の間に雑音が生じることもある。しかし、本実験における軽度の筋収縮の前後で心音波形やタイムラグが変化したとは考えにくい。

これらから、本研究の範囲内においては心収縮活動一定が成立すると考えられる。

4.4.2 筋収縮由来の体表面心動 (MSV) のキャンセル

4.3.3節に示したように、HSVのピーク時刻を基準とした加算平均により、MSVをキャンセルしてHSVのみを抽出できることを確認した。本章では10%MVCでの等尺性収縮という比較的高強度の収縮試験を採用しているため、開発した加算平均解析はPC作業等にも十分に適用できると考えられる。

4.4.3 HSV 波形への筋の機械的特性の反映

多点 HSV の波形には個人差が大きく、図 4.7 に示したように、BB 外側部に BB 内側部と逆相の波形が生じるパターンと、逆に BB 内側部に対して同相の波形が生じるか、あるいは BB 外側部の振動自体が微小となるパターンとに大別できた。表 4.1 に示したように、逆相を示した被験者 A~D, F は上腕周囲/上腕長が小さい、すなわち上腕部が上腕長に対して相対的に軽い被験者であった。

動脈拍動が上腕二頭筋および周囲組織から成る弾性体を加振するとき、上腕長に対して細い上腕は太い上腕と比較して振動部の質量が小さい。特に実験肢位では上腕動脈が上腕部の下方に位置し、上腕二頭筋および周囲組織を上方向に加振することから、振動部の質量が振動パターンに大きく影響したと考えられる。

(3.1) 式を用いて筋収縮の前後で生じた HSV 波形の変化をシミュレーションすると以下のようなになる。

(3.1) 式を初期位置 x_0 、初期速度 v_0 について解くと次式になる。

$$x = e^{-\xi\omega t} X \sin(\omega_d t + \varphi) \quad (4.3)$$

ただし、

$$X = \sqrt{x_0^2 + \left(\frac{v_0 + \xi\omega x_0}{\omega_d} \right)^2} \quad (4.4)$$

$$\varphi = \tan^{-1} \left(\frac{x_0\omega_d}{v_0 + \xi\omega x_0} \right) \quad (4.5)$$

x_0 は初期変位、 v_0 は初期速度、 ξ は既に (3.3) 式に示した減衰比、 ω は固有角振動数、 ω_d は、減衰を含んだ固有角振動数である。典型的な波形変化を示した被験者 B(図 4.5) の BB 内側部の筋収縮前後の波形変化を例に、減衰比 ξ と固有振動数 f の値を調整することで運動方程式のパラメータを試行錯誤的に推定した結果を図 4.12 に示す。質量 m は便宜的に 1 とした。図示したように、減衰比 ξ を 0.2 から 0.15 に変化させることで、筋収縮の前後で生じた HSV 波形の変化を再現することができた。周波数の変化は図 4.9 に示した筋収縮前後の HSV のパワースペクトル密度関数の比較からも分かるように微小であった。これは、筋収縮の前後で生じる剛性項の変化が小さいことを意味しており、波形変化は主に粘性項の減少によって生じていることを表している。実際、同じ筋収縮試験で実施した予備実験において計測した筋の押し込み硬さは、筋収縮の前後で変化しなかった(データ省略)。一

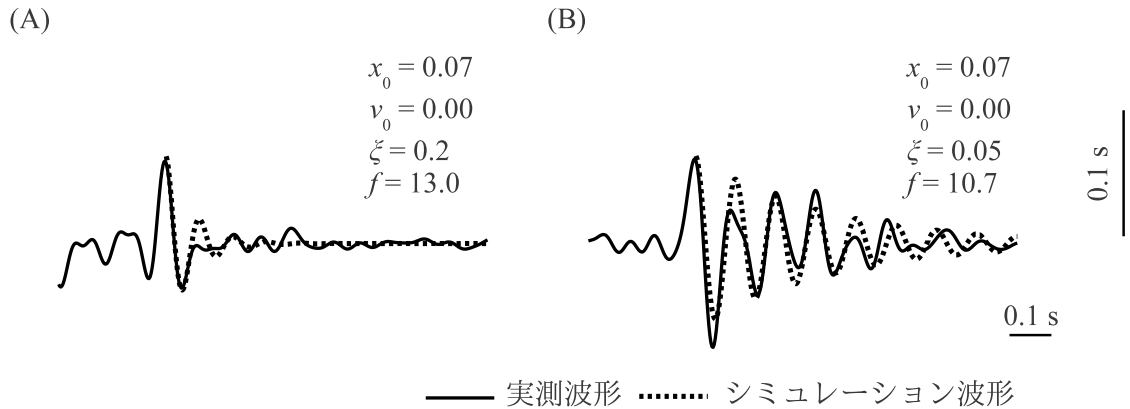


図 4.12 自由振動のシミュレーション結果. (A) 筋収縮前の休息中. (B) 筋収縮後の休息中. 解析は, 典型的な変化を示した図 4.5 の BB 内側部の波形について行った.

一般的に筋疲労時には筋の剛性が増して粘性が減る (Oka, 1996) ことから, 本研究の結果はこれと合致する.

なお, 筋収縮中とその後の休息中に生じた2つ目のピーク後の波形には, 1つ目の機械刺激による振動と2つ目の機械刺激による振動の重ね合わせも影響していると考えられるが, 2つ目のピークを含まないピーク後0.15 sまでのHSV波形から求めたKwも図4.10と同様の傾向を示したことから, HSV波形が筋の力学特性を反映することには変わりはない.

4.4.4 HSV による低筋力疲労時の機械的疲労検出

図4.8および図4.10から, HSVのRMSとKwが筋収縮によって有意に変化し, その傾向が筋に残留することがわかった. 前節に示したように, 筋収縮前後のHSVの波形変化は筋の粘性特性の減少を反映すると考えられる. 3.2.2節に示したように, Kwは加振強度一定を必ずしも前提とせずに, HSV波形の自由減衰傾向を無次元的に評価できる. 一方, RMSは加振強度一定を前提とする粘性特性評価パラメータである. 図4.10からKwが表す筋の力学特性変化とRMSが表す筋の力学特性変化は, 筋収縮によって生じた変化が残留するという点では定性的に一致していた. このことは, 加振強度一定を示した4.4.1節の考察を間接的に裏付けている. 5章で明らかになるように, 上腕二頭筋HSVの加振源であるPCG I音は心収縮活動を直接的に反映して安静状態では一定に保たれる. このため, 本実験では結果的にはKwによる減衰傾向の無次元化は不要であった. しかし, 心収縮活動の別途評価が困難になる場合, Kwは筋の力学特性を評価するための有効な指標にな

ると考えられる。

また、図 4.11(A) に示した EMG の RMS の増加から、2 回目の筋収縮開始時における生理的疲労の存在が確認できた。筋線維伝導速度の低下や乳酸の蓄積のような電気的特性変化は 4 min 間の休息の間に回復することが見込まれる (Orizio et al., 1999; Fitts, 1984) ため、この生理的疲労は、HSV が検出した筋の力学特性変化に関係した機械的疲労であると判断できる。本研究と同程度の強度の筋収縮時に筋の力学特性変化と共に EMG の RMS が増加することは先行研究によって既に報告されている (Oka, 1996) が、電気的疲労の影響を排除できる筋収縮後の休息中の力学特性計測から、発生した生理的疲労を機械的疲労のみに関連付けたのは本研究が初めてである。本実験の結果は、筋収縮後も長く残留する力学特性変化が、肩こりのような慢性的不快状態を生じさせることを示唆している。また、休息中でも計測できる HSV は、日常的な PC 作業のように低筋力を長時間維持するような運動条件での疲労検出に有用と考えられる。

4.5 小括

本章では、上腕二頭筋の 10% MVC・5 min 間の等尺性収縮中とその前後で HSV 計測を行い、以下の結論を得た。

- (1) 実験中の心収縮活動とそれに伴う HSV の加振強度は一定に保たれていたと判断できる。
- (2) 筋収縮中には筋収縮前と比較して HSV の RMS が有意に増加し、Kw が減少した。この変化は、筋の粘性特性の減少を反映していると考えられる。
- (3) 筋収縮によって生じた HSV の波形変化は 4 min 間の休息後にも残った。また、4 min 間の休息後に行わせた 2 回目の筋収縮における EMG の RMS は 1 回目よりも大きかった。このことは、筋収縮によって生じた筋の機械的疲労が電気的疲労(筋線維伝導速度の減少など)よりも長く筋に残留することを示す。
- (4) HSV は筋の力学特性変化に起因して筋収縮後にも筋に残留する筋疲労を 10% MVC 程度の低筋力条件や休息中に検出できることから、PC 作業のように低筋力収縮を長時間、断続的に行う作業の疲労評価に応用できる。

5 肩部筋の力学特性変化解析と心拍由来体表面振動の実用性検討

5.1 実験概要

本章では、HSVの実用性について検討するためにPC作業中の肩こりなどが問題になっている僧帽筋上部の力学特性変化を計測する。実際のPC作業中では加振強度への影響が考えられる体幹角度を統制できないため、心電、心音および体幹角度を同時計測することで、実作業中のHSV計測における加振強度変化の影響を詳細に検討する。

5.2 方法

5.2.1 被験者

被験者は、普段からPCを多用した研究活動を行っている大学生および大学院生9名(表5.1参照)とした。被験者には事前に実験内容をよく説明し、文書にて同意を得た。

実験にあたって被験者には以下を指示し(加藤ら, 2006), 体調の統一を行った。

- アルコール類, カフェイン(コーヒー, 紅茶, 緑茶など), 栄養ドリンク類は計測24時間前から摂取しない。
- 計測前日は, 激しい運動を控える。
- 計測前日は睡眠を十分に取, 夜更かしや朝寝をしない。
- 計測前日の食事は, 3食, 適切な時間に適量採る。
- 計測当日は, 実験開始の1時間前までに食事を済ませ, それ以降は飲食を控える。ただし, 本計測は長時間に渡り, また冬季に実施にしたため暖房による乾燥状態の影響が危惧されたため, 実験中にも口に含む程度の飲水は許した。
- 計測直前に排尿する。

5.2.2 計測条件

(1) 計測タスク

厚生労働省発表のガイドラインによれば, 連続したPC作業は1時間以内に止めることが望ましい(厚生労働省HP, 2013年1月現在)。このことは, それ以上の時

表 5.1 被験者の身体特性と作業内容

被験者名	身長 [mm]	体重 [kg]	利き腕	上肢長 [mm]	座面高 [mm]	机面高 [mm]	作業内容
A	1685	51.0	右	711	450	730	論文添削. キーボード多め. インターネット辞書多用.
B	1740	53.9	右	727	470	730	描画ソフトでの作図. マウス作業メイン.
C	1700	58.1	右	730	470	730	プログラミング学習. 参考書を見てタイピング.
D	1663	58.4	右	694	465	730	論文執筆. 主に, ワードプロソフト使用.
E	1650	61.0	右	695	460	730	論文執筆. マウス多め.
F	1650	62.9	右	575	450	730	論文執筆. 実験前半に マウス多め. 後半キーボード.
G	1775	65.5	右	764	465	730	書類作成. マウスとキーボードが半々.
H	1780	70.0	左	757	470	758	論文検索と書類作成 実験後半はネットサーフィン.
I	1764	82.2	右	763	465	730	前半は主にマウスで描画作業. 後半にタイピング.

間連続してPC作業を行えば肩部筋の力学特性が変化することを単純に意味しないが, 作業時間の長期化が力学特性変化につながる可能性は高い. 本実験は力学特性の変化無しでは意味をなさないため, 実験中の変化が強く期待できるよう, 一般的な事務作業などと比較しても長めの3時間の連続PC作業を計測タスクとした.

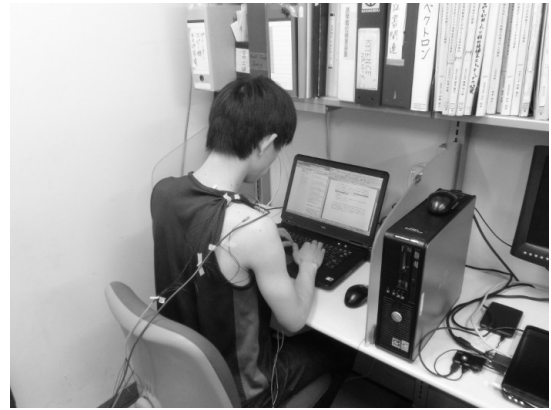
自然な労働条件とするために, 被験者には実験中に行う作業内容を特に指定せず, 図 5.1(A) に示すようにノートパソコンを用意したデスクで普段どおりの研究活動を行わせた. ただし, 立ち歩くことや居眠りは控えさせた. 実験終了後の被験者への聞き取りと, PC 作業中に 15 回程度行った写真撮影の結果から判断できた各被験者の作業内容は, 概ね表 5.1 の通りである. 机や椅子の不適合によって被験者が不自然な姿勢を強いられることがないように, 机面高と座面高を被験者の身長や普段使用している条件に応じて表 5.1 のように設定した.

体表面振動を検出するセンサをつけるために, 被験者には図 5.1(B) に示すよう

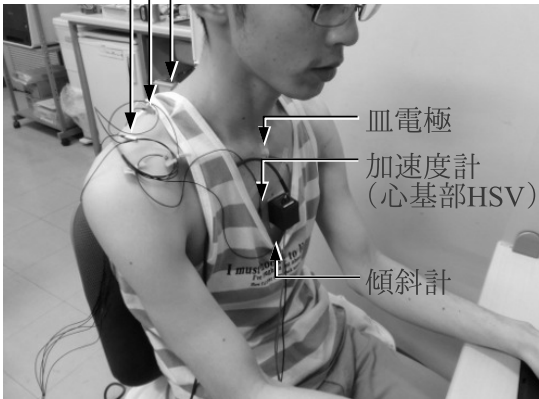
(A)



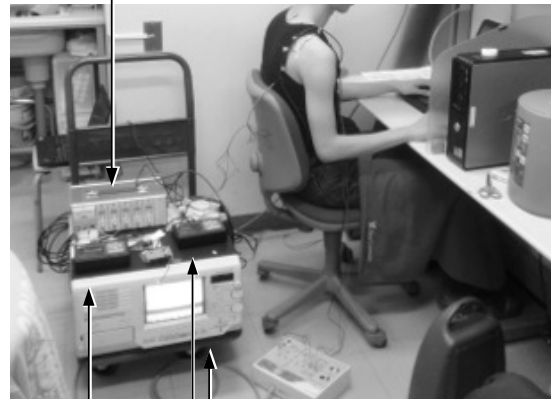
(B)



(C) 加速度計(HSV用)



(D) チャージアンプ



データログ 誘発電位計測装置

図 5.1 実験風景. (A) 実験時使用機とノートパソコン. (B) 計測風景. (C) 加速度計, 傾斜計, 皿電極の取り付け風景. (D) 計測システム全体.

に肩が露出する服装をさせた. 被験者が寒さを感じたり, 気温が生理量に影響することがないように, 室温を 24°C に保った.

(2) 計測時間区分

計測の時間区分を図 5.2 に示す. 各被験者の HSV の特徴を捉えるために, PC 作業開始前に 5 min 間の脱力座位での計測を行った. その後の PC 作業中には, 実験者が 10 min 間隔でデータを記録した. データの記録に被験者は特に関与しなかった.

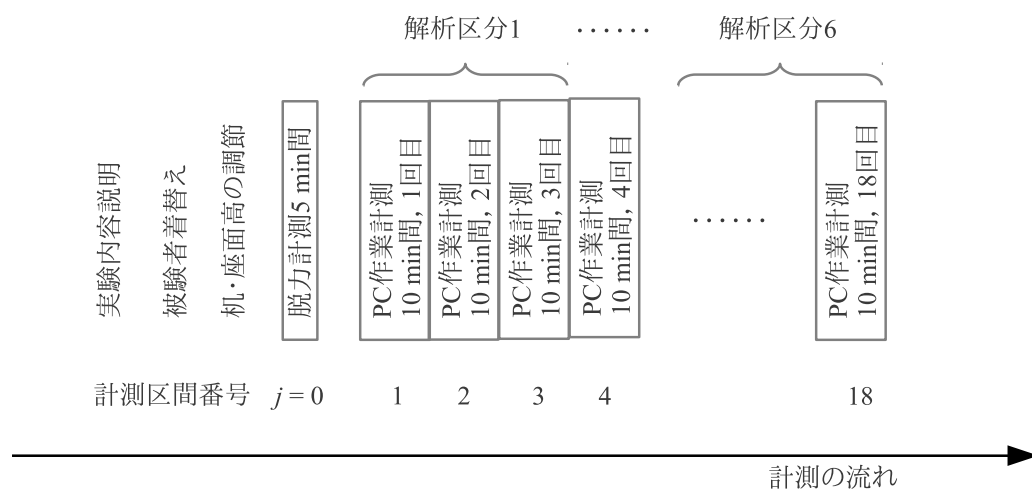
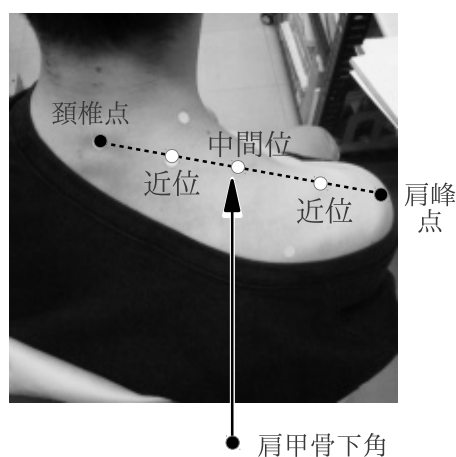


図 5.2 計測時間区分.



遠位点: 肩峰点と頸椎点を結ぶ直線上で上肢を90°程度回外した際に生じる三角筋の隆起を避けられる位置を, 肩峰点の側近に探す.

中間位点: 身体を背後から見て, 肩峰点と頸椎点を結ぶ直線と肩甲骨下角を通る鉛直線が交わる点.

近位点: 中間位点と頸椎点の中点.

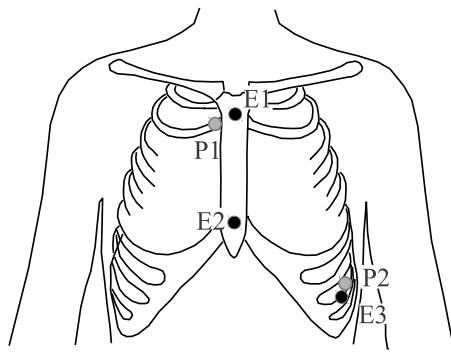
図 5.3 肩部 HSV の計測点.

5.2.3 計測装置および方法

僧帽筋の HSV に加え, HSV の入力加振源である心収縮活動を反映する心臓直上の HSV と心電 (Electrocardiography, 以後, ECG), HSV 計測への影響が危惧された体幹角度を計測した. それぞれの計測方法を以下に示す.

(1) 僧帽筋上部 HSV

HSV は, 2 章, 4 章と同じ小型加速度計を用いて計測した. 僧帽筋では上腕二頭筋における筋腹部のように筋の中心位置を決め難いことから, 骨格上の身体特徴点をメルクマールに図 5.3 に示す遠位, 中間位, 近位の 3 点にセンサをはり付けた. 計測中の加速度計の取り付け状況を図 5.1(C) に示す.



P1(心基部, PCG計測点): 第2肋骨胸骨右縁.
P2(心尖部, PCG音計測点): 第5肋骨間(第5肋骨と第6肋骨の間)で左乳頭直下のやや内側にある領域(中井ら(1984))

E1(ECG計測点): 胸骨柄上縁.
E2(ECG計測点): 胸骨柄下縁.
E3(ECG計測のアース): 上記P2点の近傍で心電センサと心音センサが干渉しない第6肋骨上の点.

図 5.4 PCG と ECG の計測点. 文献(加藤ら, 2006)を基に改変.

(2) 心基部および心尖部 HSV

3章で述べたように, 心臓の直上から得られる HSV は PCG および心尖拍動に相当する. 医師の聴診位置を参考に, 図 5.4 に示す心基部と心尖部の 2 箇所を測定位置とし, 各位置に両面テープでセンサをはり付けた. 心尖部は, 身体特徴点に対する相対位置が曖昧で被験者間のばらつきも大きい. このため, 第 5 肋骨間で左乳頭直下のやや内側にある領域という解剖学書(中井ら, 1984)の定義を基に, 聴診器を用いて大きく音が聴こえる位置に決定した.

(3) ECG

文献(加藤ら, 2006)に従って, 図 5.4 のように胸骨柄上縁と心尖部に検出電極を, 胸骨柄下縁にアースを配置する双極法で計測した. 心電の計測には, 4 章で EMG を計測したのと同じ誘発電位計測装置と皿電極を用いた.

(4) 体幹角度

本研究で用いた加速度計(2302B, (株)昭和測器)は重力加速度を検出しないが, 心臓や筋肉周辺の軟部組織に生じる振動は重力加速度下で生じているため, 実験中に生じる被験者の姿勢変化が筋の力学特性変化の検出に干渉する可能性が考えられた. この干渉の有無を確かめ, 必要ならば HSV 信号から体幹角度変化の影響を取り除く方法を検討するために, 傾斜計(UV-00H; (株)緑測器)を図 5.1(C)に示すように被験者の胸部に取り付け, 実験中の体幹角度を計測した.

(5) 計測データの記録

2 章および 4 章の実験から HSV の主要周波数が 50 Hz 以下の低周波数領域にあることがわかったものの, 基礎研究レベルの生体計測ではスペクトル解析などの利



図 5.5 データロガ es 8 の外観. 左下に写っているのは、使用したコンパクトフラッシュメモリ (TEAC HP, 2012).

便性を考慮してサンプリング周波数を高めに設定することが望ましい．本実験では，ECG 計測で一般的に用いられる 1 kHz を採用した．

本実験では小型で，かつディスポーザブルのコンパクトフラッシュメモリに逐次データを書き込むことことで大容量の計測を行えるデータロガ (es8; (株)TEAC) を用いてデータを記録した．es 8 の外観を図 5.5 に，その仕様を表 5.2 に示す．

表 5.2 に示したように，es 8 はシングルエンド 8 チャンネルで構成させているため，差動計測で用いる場合には HSV 5 チャンネル (PCG 含む)，ECG 1 チャンネル，体幹角度 1 チャンネルの計 7 チャンネルを必要とする本実験に耐えられない．このため，本研究では es 8 を 2 機使用し，それらを外部トリガで同時駆動することで最大 8 チャンネルの同期サンプリングを可能とした．外部トリガで 2 機のデータロガの計測を開始する場合，原理的に，両者の計測開始時刻の間には最大で $1/\text{サンプリング周波数 } s$ のタイムラグが生じる．また，2 機のデータロガは互いに異なるクロックで動作する (異なる時間軸尺度を持つ) ために，長時間を計測する場合には両者の時間軸間に歪みが生じる可能性がある．これらの問題を検証したところ，トリガのタイムラグは理論値通り $1/\text{サンプリング周波数 } s$ 以下であった．また，両ロガーの時間軸の歪みは，10 min 間の計測当りおよそ 0.5 ~ 0.1 ms であった．この値は，内部クロックの精度と照らし合わせて妥当である．本実験で扱う信号間のタイムラグは，例えば 4 章で生じた HSV の第 1 ピークと第 2 ピーク間のようにせいぜい 0.1 ~ 0.01 s のオーダーであることが予想されたため，上記のトリガのタイムラグや時間軸の歪みが計測の正確性に影響することはないと判断できる．

以上の計測システム全体を図 5.1(D) に示す．

表 5.2 データログ TEAC es 8 の仕様

入力チャンネル数	8 (チャンネル毎に on/off 設定)
入力形式	不平衡 (シングルエンド) 入力
入力コネクタ	D-sub 26 pin. コンプレータ出力, 外部トリガ入力を含む.
入力インピーダンス	1M Ω
入力レンジ	± 2 , ± 5 , ± 10 V
変換方式	逐次変換方式
入力フィルタ	なし
サンプリング周波数	5k, 2k, 1k, 500, 200, 100, 50, 20, 10, 5, 2, 1, ..., 1/60 Hz
収録メディア	コンパクトフラッシュ FAT16 最大 2GB まで
収録形式	バイナリ (TAFFmat) または ASCII(CSV) データ形式の選択.
必要メディア容量	TAFFmat 形式 2Byte $\times$ チャンネル数 $\times$ サンプリング周波数 $\times$ 時間 CSV 形式 512 Byte + 928Byte/scan $\times$ 記録スキャン数
電源	内蔵: 単三電池 $\times$ 4 または 外部: DC 8V-15V
連続使用時間	電池使用時 (ニッケル水素) で約 4 時間
外形寸法	約 150 $\times$ 40 $\times$ 100 mm
質量	約 400 g (電池, カード除く)

5.2.4 解析方法

HSV の 1-100 Hz 帯, ECG の 1-500 Hz 帯をバンドパスフィルタを用いて取り出した後, 以下に示す解析処理を行った.

(1) HSV の波形取得

4 章と同様の仕方で HSV 波形を計測区間毎に加算平均することで, MSV や体動の影響をキャンセルした. ただし, 4 章では HSV 信号自体から個々の心拍ピーク時刻の検出を行ったが, 本章では心拍のタイミングをより正確に知ることができる ECG 信号の R 波ピーク (収縮期に得られる顕著なインパルス, 図 1.8 の下部参照) から心拍時刻を検出し, それに同期させて HSV と ECG の加算平均を行った. R 波ピークの検出は, (4.2) 式を用いた HSV からのピーク検出と同様の仕方で行った.

PC 作業のような低強度作業で生じる筋の力学特性変化は 4 章の実験と比較して長いスパンで生じることが予想できたため, 図 5.2 に示したように, 10 min 毎に取得する信号の 3 区間分を一纏まりとし, 30 min 区切りの 6 区分について以下に示す信号特徴量を求めた.

(2) HSV の波形特徴量

(1) で得られた区間毎の加算平均波形から RMS(3.3.2 節参照) を求めた．各被験者の RMS は，力学特性の変化だけでなく，各被験者の身体特性(振動する筋の質量や寸法)や循環特性(心収縮活動の絶対的強度)を反映したばらつきを含んでいる．このため，各被験者から得られた RMS を次式で標準化した．

$$\text{標準化 RMS}_{i,j,k} = \text{RMS}_{i,j,k} - \frac{1}{6} \sum_{k=1}^6 \text{RMS}_{i,j,k} \quad (5.1)$$

ただし，添字 i は被験者番号 (1～9) を， j は計測点番号 (1～5, 図 5.3 に示した HSV 計測 3 点および図 5.4 に示した PCG 計測 2 点を合わせて 5 点と数える) を， k は図 5.2 に示した解析区分 0～6 を示す．

3 章に示したように，僧帽筋上部に生じる HSV は心尖拍動由来の粗大振動である．振動の入出力応答から筋の力学特性を正確に比較するために，次式のように肩部の標準化 RMS を心尖部の標準化 RMS で割った正規化 RMS についても解析を行った．

$$\text{正規化 RMS}_{i,j,k} = (\text{標準化 RMS}_{i,j,k} - \text{const.}) / (\text{標準化 RMS}_{i,5,k} - \text{const.}) \quad (5.2)$$

ただし， $j = 5$ は心尖部の計測点番号を表す．また， const. は 0 周囲に分布する標準化 RMS の符号を統一するための定数である．

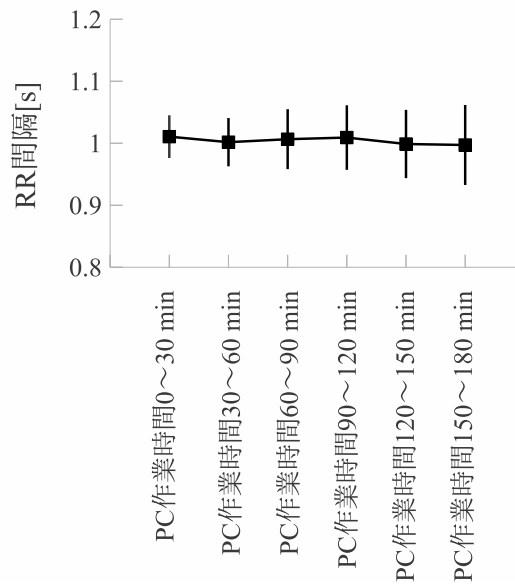
(3) ECG 波形特徴量

PC 作業中に被験者が極度に緊張して心拍数が上昇したり不安定になると，HSV の加振強度に影響する．このため，各計測区間において RR 間隔および RR 間隔の変動係数を算出し，心収縮活動が一定に保たれているかを調べた．RR 間隔とは隣り合う心電図 R 波ピークの間隔時間であり，心拍数の逆数に相当する．RR 間隔の変動係数は，連続 100 心拍における RR 間隔のばらつき(標準偏差)を平均値で正規化した値(%)であり，副交感神経の緊張の指標とされる(加藤ら, 2006)．

(4) 統計処理

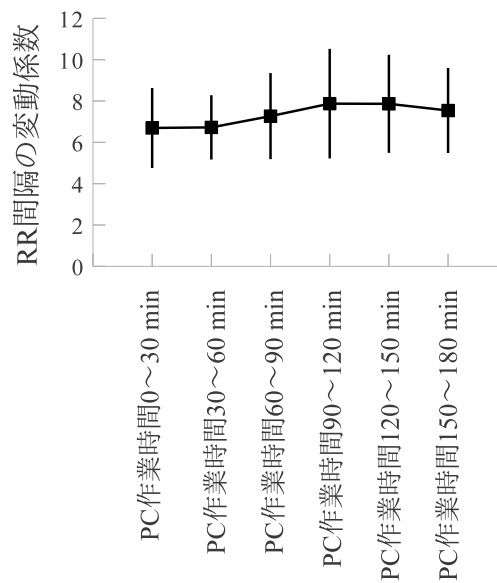
PC 作業中に生じる RMS, RR 間隔, RR 間隔の変動係数の変化は，計測時間区分(図 5.2 参照)を変数とする一元配置分散分析を用いて有意水準 1% および 5% でその統計的有意性を試験した．分散分析に有意差が得られた場合には，さらに Turkey 試験による多重比較検定を行った．

(A)



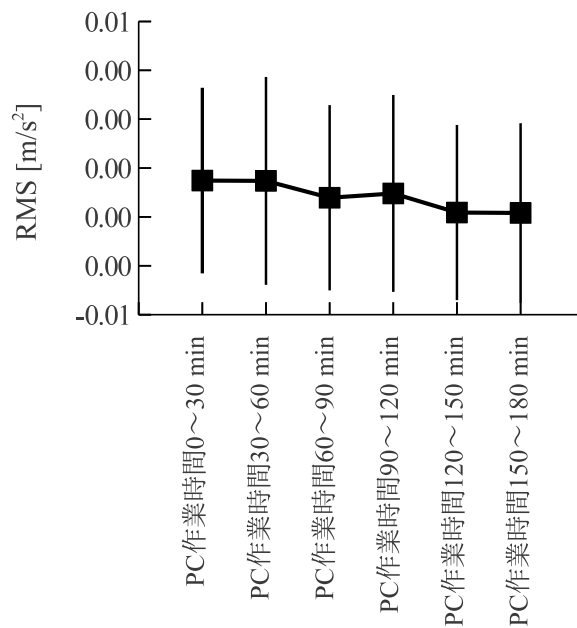
要因	二乗和	自由度	二乗平均	F 統計量	有意水準
PC 作業時間	1.57e-3	5	3.10e-4	1.30e-1	0.986
残差	1.34e-1	54	2.49e-3		
全体	1.35e-1				

(B)



要因	二乗和	自由度	二乗平均	F 統計量	有意水準
PC 作業時間	1.39e+1	5	2.80e0	6.10e-1	6.90e-1
残差	2.46e0	54	4.57e0		
全体	2.60e0				

図 5.6 PC 作業中に生じた振収縮活動の変化. (A) PC 作業前の脱力中で正規化した RR 間隔値. 分散分析表を併せて示す. (B) RR 間隔の変動係数. 分散分析表を併せて示す. (A)(B) いずれも, グラフの縦線は被験者間の標準偏差を示す.



要因	二乗和	自由度	二乗平均	F 統計量	有意水準
PC 作業時間	1.40e-5	5	2.81e-6	1.96e-1	0.962
残差	6.88e-5	48	1.43e-5		
全体	7.03e-4	53			

図 5.7 心基部 HSV 16Hz 以上成分の RMS. RMS の算出は窓関数を用いて PCG I 音部のみを取り出した心拍波形から行った．縦線は被験者間の標準偏差を示す．

5.3 結果

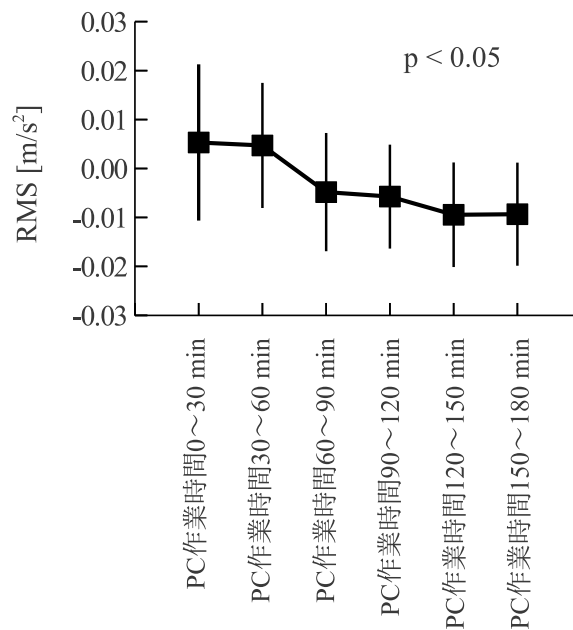
5.3.1 加振強度の変化

(1) ECG

図 5.6(A)(B) に示したように，RR 間隔および RR 間隔の変動係数の被験者間平均について有意水準 5% 未満で行った分散分析には有意差が生じなかった．このことは，実験中に生じた心拍活動のばらつきが統計的に十分に小さいことを意味する．

(2) 心基部 HSV 16 Hz 以上成分 (PCG I 音)

3章で示したように心基部 HSV の 16 Hz 以上の成分は PCG を反映する．血管を介して発生する末梢筋上の HSV の加振強度を評価するために，窓関数を用いて心基部 HSV 16Hz 以上の波形から PCG I 音部のみを取り出してスペクトル解析 (2.2.4 節 (2) 参照) を行った結果，図 5.7 に示すように，PCG I 音の強さは 3 時間の PC 作業中に有意に変化しないことがわかった．



要因	二乗和	自由度	二乗平均	F 統計量	有意水準
PC 作業時間	1.88e-3	5	3.80e-4	2.52	0.042
残差	7.18e-3	48	1.50e-4		
全体	9.06e-3	53			

図 5.8 上部：心尖部 HSV 1-16Hz 成分の RMS. 縦線は被験者間の標準偏差を示す. 下部：分散分析表. 分散分析では $p < 0.05$ で有意差を生じたが，Turkey 試験では有意差を得られなかった.

(3) 心尖部 HSV の 16 Hz 以下成分 (心尖拍動)

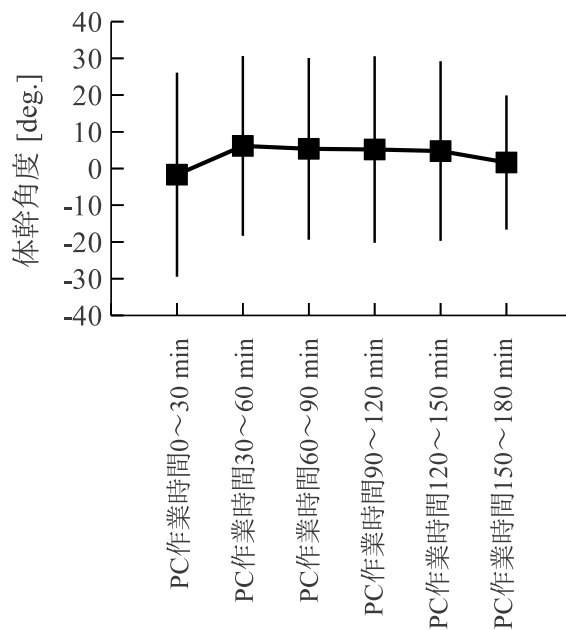
3章で示したように，心尖部 HSV の 16 Hz 以下成分は心尖拍動に相当し，心臓から直接振動が波及して発生する体幹上の HSV の加振強度を表す．図 5.8 に示したように，心尖部 HSV 16 Hz 以下成分の RMS は PC 作業中に有意に変化した ($p < 0.05$). このことから，僧帽筋上部 HSV の振幅は 5.2.4 節で示したように心尖部の振幅で割った正規化 RMS で評価する必要がある．

(4) 体幹角度

図 5.9 に示したように，体幹角度は 3 時間の PC 作業中に有意に変化しなかった．

5.3.2 PC 作業に伴うノイズの除去

図 5.10 に，実験中に作業内容をほとんど変化させなかった被験者 B(マウスを用いた描画，表 5.1 参照)における HSV 生データを，異なる時間帯について示す．代表して近肩部の結果を示している．被験者の行う作業は一定でも，ノイズは図中下



要因	二乗和	自由度	二乗平均	F 統計量	有意水準
PC 作業時間	4.52e+2	5	9.05e+1	1.50e-1	0.9784
残差	3.20e+4	54	5.93e+2		
全体	3.25e+4	59			

図 5.9 上部：PC 作業中の体幹角度の変化. 図 5.1(C) に示したセンサの取り付け方法では，体幹を直立した状態がおよそ 0 度になる．下部：分散分析表.

部に示した PC 作業時間 150-180 min の方が大きかった．しかし，ノイズ除去後の加算平均 (4.2.4 節参照) により，同一の特徴を持った心拍波形を得られた．

一方，図 5.11 は実験の前半と後半で異なる作業を行った被験者 F の HSV 生データである．図 5.11(A) で示した時間帯にはマウス作業が，図 5.11 (B) に示した示した時間帯にはキーボードを用いたタイピングが主に行われていた．しかし，作業内容の違いによらず，これらの時間帯から得られた心拍波形はほぼ同様の自由減衰波形であった．

5.3.3 PC 作業中の HSV 波形変化

図 5.12 に，5.2.4 節で示した正規化 RMS の PC 作業中の変化を示す．PC 作業時間の区分を要因とする分散分析は有意水準 5 % 以下で有意差を示した．また，Turkey 試験から，PC 作業時間が 120 min を越えると HSV の RMS が有意に大きくなることが確認された．なお，図 5.12 は近位 (図 5.3 参照) の結果を示しているが，中間位と遠位からも同様の結果が得られた．

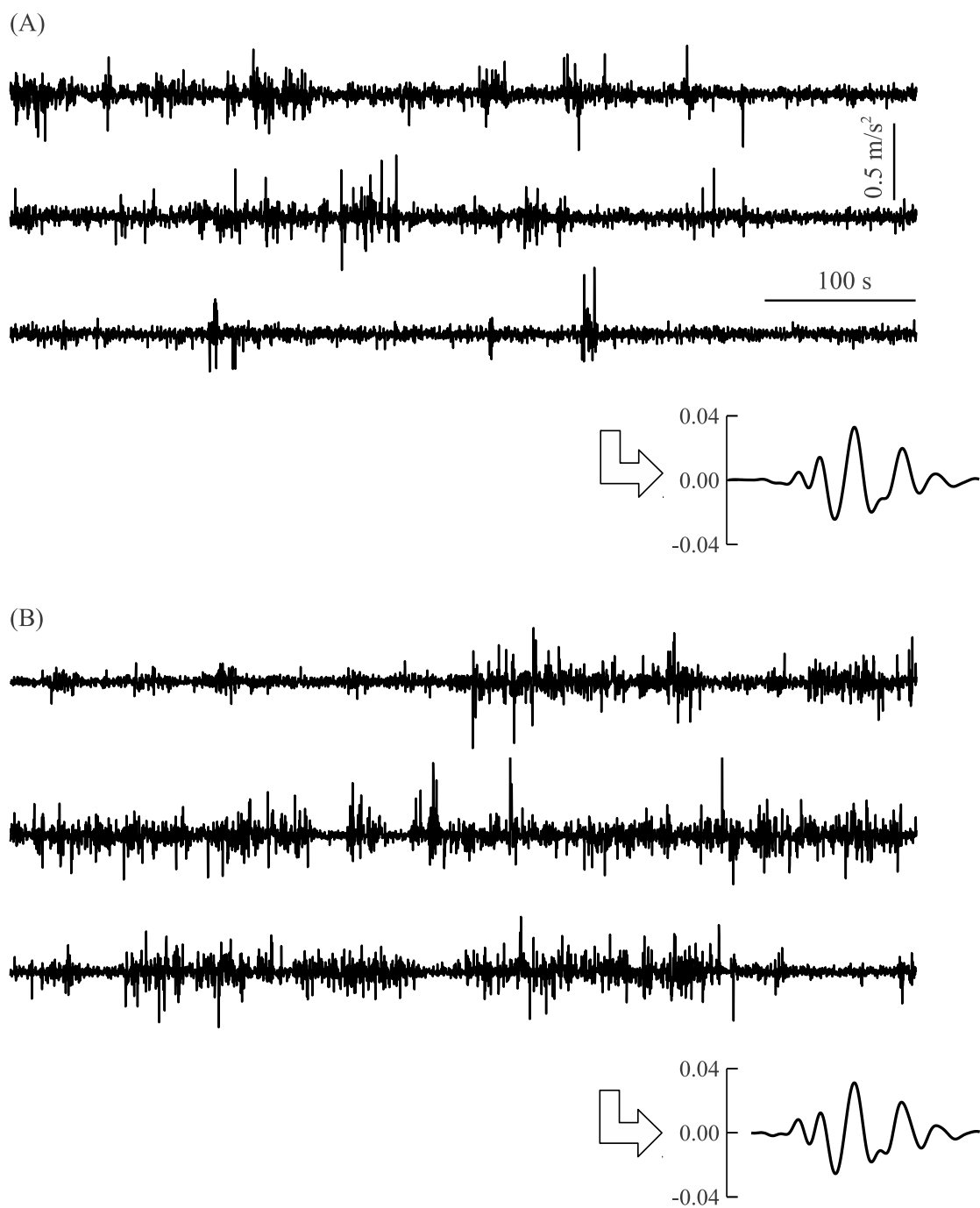


図 5.10 被験者 B から得られた HSV 生波形と加算平均で得られた心拍波形. (A) PC 作業開始直後 ~30 分における HSV データ. (B) PC 作業 150~180 min の HSV データ. 代表して, 近肩部のデータを示している. この被験者は, (A)(B) に表した時間帯は共にマウスを用いた図形描画を行っていた.

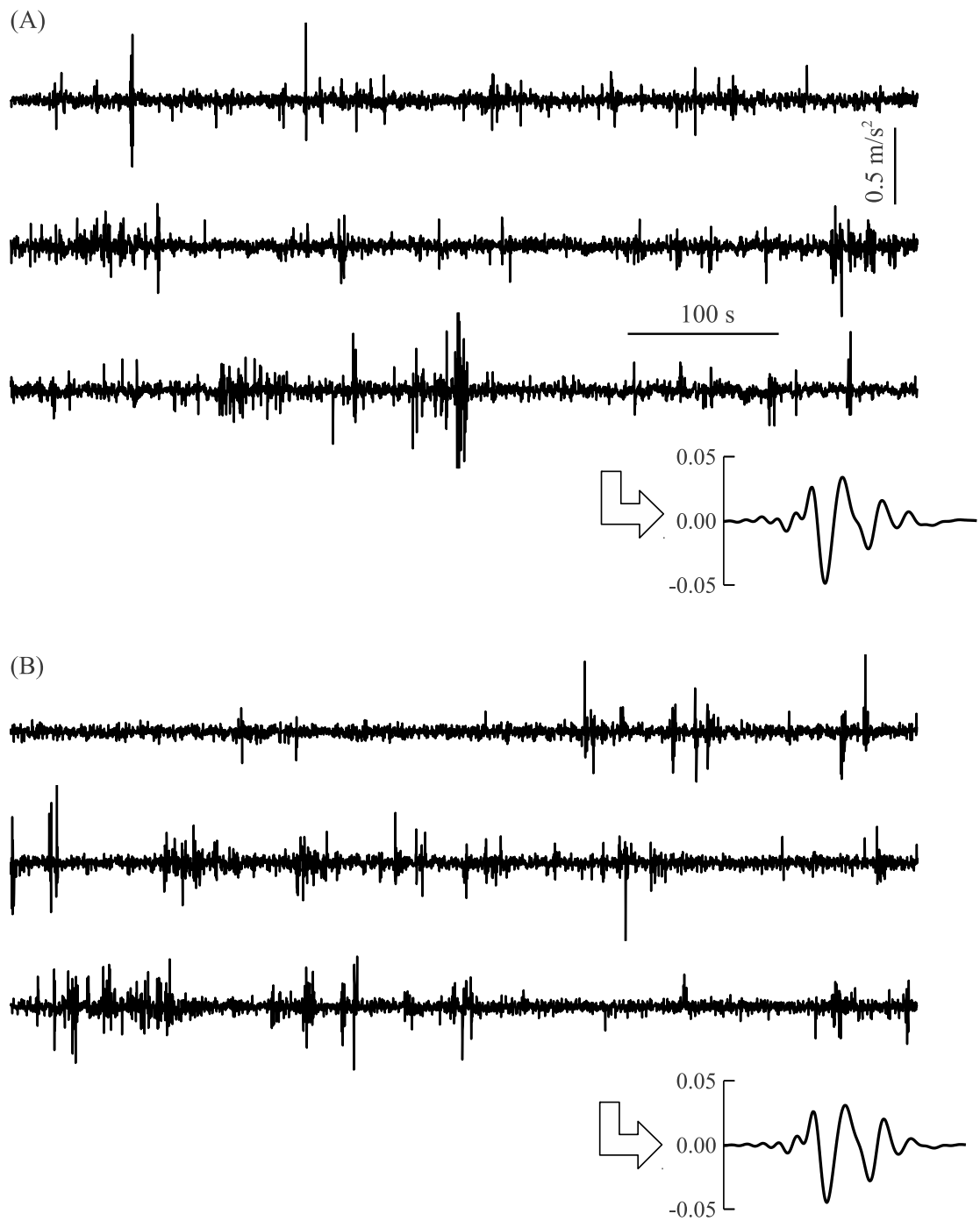
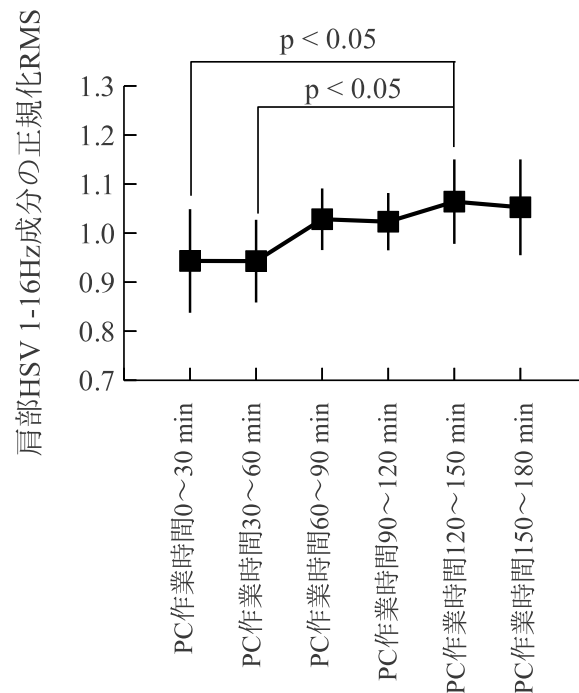


図 5.11 被験者 F から得られた HSV 生波形と加算平均で得られた心拍波形. (A) PC 作業開始直後 ~30 min における HSV データ. (B) PC 作業 150~180 min の HSV データ. 代表して、近肩部のデータを示している. この被験者は、(A) の時間帯にはマウスを用いた描画作業を、(B) の時間帯にはキーボードを用いたタイピングを行っていた.



要因	二乗和	自由度	二乗平均	F 統計量	有意水準
PC 作業時間	7.92e-2	5	1.59e-2	2.54	4.25e-2
残差	2.62e-1	42	6.23e-3		
全体	3.41e-1	47			

図 5.12 上部：PC 作業中の僧帽筋における正規化 HSV 1-16Hz 成分の変化．縦線は被験者間の標準偏差を示す．下部：分散分析表．代表して近位の計測点 (図 5.3 参照) の結果を示している．

図 5.13 に，典型的な結果を示した被験者 B について，図 5.12 に示した正規化 RMS と同様の仕方で近位計測点の HSV 波形を心尖部 HSV で正規化し，定性的な波形比較を可能にした結果を示す．4 章で論じた上腕二頭筋の等尺性収縮での結果と比べれば波形の変化が小さいものの，特に，加振後の自由振動を表す後半部の波形において，PC 作業時間の長期化と共に振幅が増加する傾向が見られた．

5.4 考察

5.4.1 加振強度一定の検証

(1) 心収縮活動

図 5.6(B) に示したように，PC 作業中に生じた RR 間隔の変動係数の変化は統計的に十分に小さかった．これは，PC 作業中に被験者の緊張状態が極端に変化することなく，安静状態が保たれていたことを意味する．

一般的に，生体における心拍数の変化と 1 回拍出量の変化は連動する (古河ら

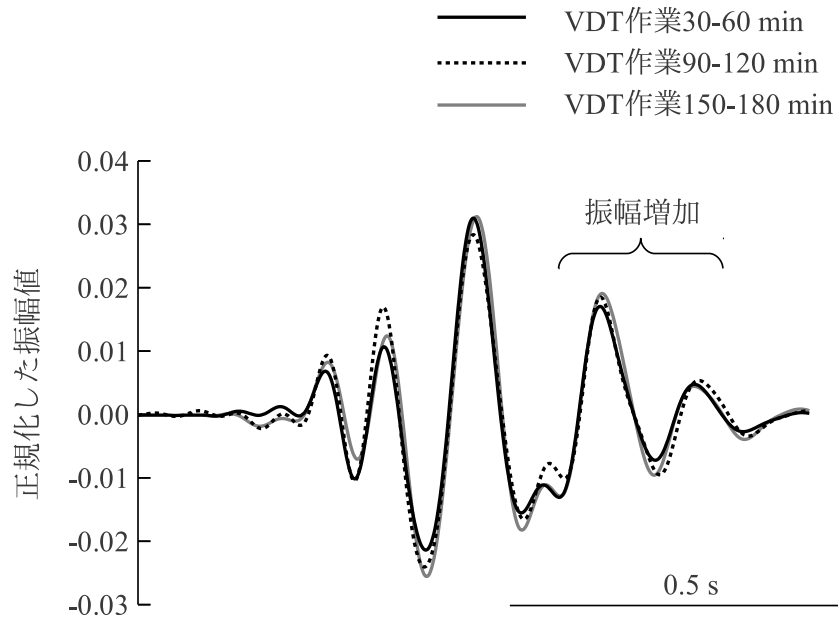


図 5.13 PC 作業中の肩部 HSV 1-16Hz 成分の波形変化. 典型的な結果を示した被験者 B について, 図 5.12 と同様に心尖部 HSV 1-16Hz 帯の RMS で振幅を正規化して示している.

, 1994). 1 回拍出量とは一回の収縮で動脈に送り出される血液量 (通常 70 ml 程度) を指し, PCG I 音の大きさに強く関係すると考えられる. 図 5.6(B) および図 5.7 から, 心拍数の逆数である RR 間隔と PCG I 音を検出する心基部 HSV 16Hz 以上成分の強さは PC 作業中に有意に変化しなかった. これらから, 間接的には, HSV の発生源である心臓収縮活動と血液循環活動は実験中に一定に保たれていたと判断できる.

(2) 末梢筋への加振強度

(1) で述べたように, PCG I 音を表す心基部 HSV 16Hz 以上成分の振幅は PC 作業中に有意に変化しなかった. このことは, 血管に流れ込んで末梢筋上に HSV を生じる振動エネルギーが一定に保たれていたことを意味する (3 章参照). 本実験で被験筋とした僧帽筋では心臓からの直接的な振動波及が支配的になって PCG I 音に由来した振動はほとんど生じないが, PCG I 音の強さを表す図 5.7 の結果から, 上腕二頭筋のように血管からの加振が支配的になる末梢筋の場合でも本実験と同レベルの心臓負荷条件ならば加振強度一定が成立することがわかった. このことから, HSV を用いた PC 作業中の筋の機械特性計測は末梢筋においても期待できる.

(3) 心尖拍動

図 5.8 に示したように、心尖部 HSV 1-16Hz 帯の強さは PC 作業時間が 60 min を越えると急激に小さくなった。しかし、(1) の考察から、PC 作業中の心臓活動自体は一定に保たれていたと判断できる。また、この後の (4) で述べるように、PC 作業中の姿勢変化が心臓周辺の粗大振動の発生に影響したこともないと考えられる。これらから、図 5.8 の変化は心収縮活動自体や単純な体幹の角度ではなく、腰の屈曲によって内臓が圧迫された結果、心尖振動の発生が妨げされたことによると考えられる。このことから、僧帽筋のような体幹付近の筋で HSV 計測を行う場合、被験筋上から得られた HSV の振幅や波形そのものを比較することは必ずしも適切ではない。本研究では、5.2.4 節に示したように心尖振動を表す心尖部 HSV 1-16Hz 帯の振幅で被験筋上の HSV 振幅を割り、HSV 発生の入出力応答を評価することで、加振強度の変化をキャンセルした。

図 5.8 と図 5.12 を比較すると、僧帽筋の正規化 RMS の変化は、心尖部 HSV 1-16 Hz 帯の振幅変化の縦軸を逆向きした変化に一致することがわかる。心尖部 HSV で割らない標準化 HSV 1-16Hz 帯の振幅は 3 時間の PC 作業中にほぼ横ばいであったことから、正規化 HSV の変化は、加振強度の減少をキャンセルして振動を持続するだけの力学特性変化が筋に生じたことを表している。

(4) 体幹角度の影響

図 5.9 に示したように PC 作業中に体幹角度は有意に変化しなかった。また、図 5.9 と図 5.8 を比較しても、心尖部 HSV の強さが PC 作業時間に応じて変化した仕方と体幹角度のそれとの間に類似性はみられなかった。これらから、実験中の姿勢変化が HSV の発生に影響したことはないと考えられる。

(1)~(2) から、PC 作業程度の低筋力の作業条件では心臓活動が一定に保たれるために末梢筋 HSV の加振源である PCG I 音が一定になることが確認できた。一方、(3)~(4) から、体幹上の HSV への加振源となる心尖振動は心臓活動および体幹角度が一定であってもそれ以外の原因によって変化してしまうため、心尖部 HSV で割った入出力応答 (正規化 RMS) による評価が必要になると言える。

5.4.2 MSV 等のノイズの除去

図 5.13 に示した加算平均波形から、筋収縮由来の高周波振動をキャンセルして自由減衰波形のみを抽出できていることがわかる。このことは、4 章において 10% MVC の等尺性収縮という PC 作業と比較して高強度の収縮試験で得られた信号にも対応できるように解析手法(拍動時刻に同期させた加算平均)を開発したことによる。

また図 5.10 および図 5.11 から、マウス作業やタイピングなどの作業内容を問わず心拍波形を抽出することも分かった。図 5.10(A) から図 5.10(B) への変化と図 5.11(A) から図 5.11(B) への変化を比較すると、同じ作業を行っているはずの前者の方がノイズの増加が顕著であることから、ノイズの混入は作業内容の違いよりもむしろ、被験者の体動頻度によると考えられる。これらから、4.2.4 節に示した方法による体表面振動からの HSV 抽出は、PC 作業程度の強度であれば作業自体の影響はさほど受けないが、計測データ全体にノイズが混入しない程度に体動が断続的な条件に限定され则认为られる。

筋の力学特性変化の検出という実験目的から、本研究では体表面振動に表れる被験者の体動をノイズとして除去した。しかし、着座時の快適性評価が骨盤の運動量から評価される(大谷ら, 2007)ように、被験者の体動は HSV による筋の力学特性評価とは異なった側面から筋疲労を検出する可能性がある。実際、図 5.10(A) から図 5.10 (B) への変化(ノイズの増加)は被験者の集中力が実験後半に切れ、頻繁に体動が生じたことを表す可能性が高い。体動の影響は HSV とは大きく異なった振幅値オーダーで生じるため、将来的には、HSV による力学特性評価と体動からの疲労評価を同時に実現できる可能性もある。

5.4.3 HSV を用いた僧帽筋上部の力学特性変化計測

(1) 連続 PC 作業時間と HSV 波形の減衰傾向

図 5.12 に示したように、PC 作業時間が 120 min を越えると僧帽筋上部 HSV の正規化 RMS が有意に大きくなった。また、その後 3 時間の作業が終わるまで振幅値が回復することはなかった。この結果は、連続した PC 作業は筋の力学特性を変化させ、その変化を筋に残留させることを示している。実験中、多くの被験者は常にタイピングを行うのではなく、ネットサーフィンなどを行って半脱力状態になることがあったようである。にもかかわらず、図 5.12 において僧帽筋の力学特性

が右上がりに変化する傾向があったことは、そうした半脱力状態でも筋疲労の原因になり得ること、および長時間作業で蓄積した疲労は簡単には回復しないことを示唆している。

(2) 筋の力学特性の検出原理

3章に示したように、心拍を加振源とした自由減衰振動であるHSVは、心臓と体表面または血管と体表面との間にある筋を振動媒質の一部とするため、その波形に筋の力学特性を反映する。図5.13から、4章で解析した上腕二頭筋と同様、PC作業中に生じた僧帽筋HSV波形の周波数変化は少なかったことから、この波形変化もまた、筋の粘性特性が減少して振動が持続的になることによる全体的振幅の増加であると考えられる。PC作業中の筋の力学特性変化には個人差が大きいと考えられるが、本研究では3時間の連続PC作業という一般的な事務作業などと比較しても過酷な実験条件を設定しているために、相当量の力学特性変化が発生していたと予想できる。これらから、観測された振幅変化は僧帽筋の力学特性変化によると考えられる。

図5.13から、本実験で得られた波形変化は4章で論じた上腕二頭筋での結果(図4.5 参照)と比較してHSVの波形変化が小さく、またその変化も加振後の振動持続と言うよりはむしろ、1拍全体の振幅を増す傾向にあった。これらの原因には下記が考えられる。

(A) 上腕二頭筋と僧帽筋の形態的違い。

上腕二頭筋では起始部と停止部が共に点状に骨格に付着するのに対し、僧帽筋の起始部は面状に胸椎に付着し、停止部は鎖骨と肩甲骨に1箇所ずつある(1.2.2 節 参照)。また、上腕二頭筋では起始部と停止部意外は骨格に接しないが、僧帽筋は筋の広範囲が肩甲骨に接している。これらから僧帽筋は上腕二頭筋と比較して生体内での周囲組織からの拘束が大きく、心拍由来に限らず体表面振動そのものが生じにくいと考えられる。

(B) 筋収縮強度の違い。

4章では10% MVCの等尺性収縮という比較的高強度で実験室的な筋収縮を計測したために、本章で計測した実際のPC作業と比べて力学特性の変化が大きかったことが予想される。

(C) HSV の発生メカニズムの違い.

3章に示したように、心尖部 HSV が反映する心尖拍動と僧帽筋 HSV の間には 0.1 s 程度のタイムラグがある．生体内の振動は粗密波ならば水中の音速で伝播するために、心臓-肩部間の伝播に 0.1 s ものタイムラグを生じることはない．このため、心尖拍動はせん断波の形式で心臓-肩部間の軟部組織を伝播したと考えられる．また、肩部 HSV と図 4.5 に示した上腕二頭筋 HSV を比較すると、心臓から直接伝わる心尖拍動は血管からの加振のようにインパルス的に軟部組織を揺らすのではなく、心臓付近で生じた波形をそのまま肩部に伝える傾向があった．これらから、僧帽筋の力学特性変化は、加振後の波形よりも加振自体の伝播効率に影響している可能性もある．

この様に、肩部筋 HSV の発生は上腕二頭筋と比較して不明瞭な点も多いが、本実験の目的である PC 作業中の僧帽筋の力学特性変化の検出という目標は達せられたと考える．

(3) PC 作業中の機械的疲労の進行

従来の EMG や MSV、および大規模な実験設備を要する MRI などの生体計測では、低筋力条件の実作業中に、疲労進行と関係して筋に生じる具体的変化を検出することがほぼ不可能であった．これに対して、本章の実験は、4章において筋の生理的疲労との関係が証明された筋の力学特性変化が、実際の PC 作業中に生じることを明かにした．このことは、人間工学レベルでの低筋力持続時疲労評価の実現に向けた大きな成果であると言える．

しかし、この生理的疲労は EMG を用いた多くの従来研究で検出できなかった程に微小であることから、不快の根本的な原因であるとは考えにくい．このため、将来的には、低筋力持続時に生じる不快を的確に表現できるような疲労の再定義が必要になる (5.4.4 節 (3) 参照)．

5.4.4 HSV の実用性

(1) 実作業中計測

HSV の大きなメリットは、EMG や MSV 計測でしばしば必要となる筋疲労評価用の収縮試験 (Durkin et al., 2007) を必要とせず、脱力状態に近い低筋力条件や休息を含んだ作業中にも計測を行えることである．むしろ、長時間の作業中に存在する

そうした低ノイズ時間帯を利用して筋の力学特性を計測するという特徴がある。

本章の実験では基礎実験を目的としてサンプリング周波数を1000 Hzとしたために膨大なデータ量をリアルタイムで解析することが不可能であったが、解析対象が1-16 Hz成分となる僧帽筋HSVからの筋剛性計測はサンプリング周波数50 Hz程度でも実現できると考えられる。今後、HSVの計測・解析方法がさらに洗練されれば、作業中の疲労発生を作業者に即座に警告することも可能になると期待できる。

(2) 計測部位

本実験では、図5.3に示したように僧帽筋上部の遠位、中間位、近位の3点の計測点からHSVを計測した。これらの3点から得られたHSVがほぼ同様の变化傾向を示したことから、HSVの計測位置は筋上にありさえすればある程度柔軟に設定できるようである。このため、計測作業に応じて上肢や頸部の運動を避けられる位置にセンサを取り付けることが適当と考えられる。

4章と本章の結果を併せると、HSVによる筋の力学特性計測は上腕二頭筋のような平行筋にも、僧帽筋のような板状筋にも適用できる。これは、2章で明らかにしたようにHSVが筋全体やそれを含む広範囲の軟部組織の力学特性を反映し、個々の筋の形態的特性や神経制御機構を特に問題としないためである。また、加速度センサを両面テープで皮膚にはり付けるだけで計測できることから侵襲性を伴わず、生理学的な専門性も伴わない。これらから、HSVは人間工学分野で一般的に使用できる筋疲労評価ツールとしての発展が期待できる。

(3) 主観的疲労やその他の疲労との関係

1.1.2節で述べたように、肩こりなどの低筋力持続時疲労は主観的および客観的方法による疲労評価が難しい。このことは、低筋力持続時疲労は回避すべき不快ではあるものの、回避すべき具体的不快状態を現状では明確に決定できないことを示す。例えば、肩の力学特性が変化したことによる違和感を不快と感じる者もいれば、肩の力学特性が変化した違和感によって作業に集中できなくなることを不快と感じる者もいれば、作業に集中するがあまり筋に生じた変化を感じず、作業が終わった途端に身体に重みを感じて後悔をする者もいるであろう。これらのいずれかや、あるいはまた別の事例を回避すべき筋疲労と規定することは現段階

の筋生理学分野において本質的でない。本研究，ひいては人間工学分野への応用を目的とする基礎生理学研究において重要なことは，応用レベルの研究においてケースバイケースで筋疲労が定義・策定されてそれが評価される際に，疲労の裏付けや異なる筋疲労定義間の関連付けを実現する定量的指標を提供することである。本章の実験によって実際のPC作業中の筋の力学特性変化を検出できることが確認されたHSVは，今後，様々な主観量や生理指標との関連付けにより，低筋力持続時筋疲労を十分に評価できる定義の発見に貢献できると考えられる。

5.4.5 HSV計測実用の必要条件と今後の課題

(1) 発生メカニズム

本研究内におけるHSVの波形解析は被験者内の相対的な波形変化に基づいており，また，4.4.3節に示した運動方程式による波形シミュレーションにおいても質量 m を未知としたため，得られた粘性特性はあくまで相対的な変化であった。今後，絶対的な力学特性の計測に発展するためには，上腕部の力学的構造を詳細にモデル化した上でHSV発生のシミュレーションを行うか，マイオトノメトリのような装置を用いてレファレンスとなる既知の加振条件を予め計測しておき，それを振幅尺度として波形解析を行う必要がある。こうした処置は，計測が複数日におよんでセンサを取りはずさざるを得ない場合の対応にもなる。

また，4章および本章の結果と考察の範囲内では，心収縮から血液流，軟部組織の振動伝播を介してHSVが発生する具体的なメカニズムまでは必ずしも明らかではない。また，3章における上腕二頭筋等尺性収縮時のHSV波形と本章におけるPC作業中の僧帽筋の波形の相違から，HSV計測はEMG程には一般性を有さず，被験筋や収縮強度に応じたケースバイケースの解析が必要になると予想される。HSVの実用には，今後多くの工学的計測事例やシステム同定を活用した理学的研究が必要になると言える。

(2) 被験者の体格

4.4.3節で示したように，HSVは腕が重い被験者では鮮明な波形を得難い。関連して，加振源となる心臓活動に異常を持つ被験者での計測も困難になると予想される。

また，腕が軽くてHSVを得やすい被験者であっても，筋量が圧倒的に小さいが

ために筋の力学特性変化が微小となる場合には、機械的疲労の検出が困難になる可能性がある。こうした不明点も、本節(1)に示した方法で絶対的な力学特性計測に発展することによって検討可能になると考えられる。

(3) 作業条件

HSVの取得には、体動などのノイズが心拍からの加振に比べて小さいか、加算平均波形が飽和する10以上(4.3.1節参照。理想的には数10)の心拍を得られる時間、筋収縮や周囲からのノイズが止まる必要がある。また、周囲環境からの振動ノイズの混入を本研究内では考慮していないため、今後の検討が必要になる。

5.5 小括

本章では、HSVを用いた僧帽筋の力学特性変化計測を3時間のPC作業中に行うことで、HSVの実用性を検討した。また、実作業中に生じ得るHSVの加振強度変化の影響を知るために、HSVの加振源である心臓活動を解析した。

本章の結論は以下である。

- (1) 心臓の収縮活動を表す心拍数は3時間のPC作業中に変化しなかった。また、心電図RR間隔およびRR間隔の変動係数も一定に保たれていた。このことから、実験中には安静状態が保たれ、心収縮活動がほぼ一定であったと考えられる。
- (2) 体幹上の筋に生じるHSVの加振源である心尖拍動(心尖部HSV 1-16Hz帯)は、心臓活動が一定に保たれていても変化した。このことから、僧帽筋上部HSVの振幅変化は、心尖部HSV 1-16Hz帯の強さで除算した入出力応答(正規化RMS)で評価する必要がある。
- (3) PCG I音の強さは計測中に有意に変化しなかった。このことから、PC作業と同程度の負荷においては、血管から加振される末梢筋での力学特性解析が比較的容易に実現できると考えられる。
- (4) PC作業時間が120 minを越えると、肩部HSV 1-16Hz帯の正規化RMSが有意に増加した。この変化は、僧帽筋の粘性特性の減少を表すと考えられる。
- (5) HSVは、PC作業中の筋の力学特性変化を時系列的に計測できる。

6 結論

本研究では低筋力持続時に生じる機械的疲労の検出を人間工学レベルの簡便性と、作業中を計測できる実用性を満足して実現することを目的として、HSVの計測と応用を行った。本研究の結論は下記である。

- (1) 5% MVC程度の低筋力条件ではMSVよりもHSVの方が顕著に体表面に表れる。
また、HSVは筋および周囲軟部組織の力学特性をよく反映する。このことから、体表面振動内のMSVをキャンセルしてHSVのみを取り出し、かつ加振強度を統一できれば、その波形から筋の力学特性変化を解析することができる。
- (2) 最大筋力の10%程度で生じるMSVやPC作業中に生じる体動などの外乱は、各心拍波形を心電R波ピークまたはHSVから得られる動脈拍動のピーク時刻に同期させて加算平均することでキャンセルできる。
- (3) HSVは心臓と体表面、または血管と体表面の間にある筋の力学特性を波形の減衰量に反映する。筋の力学特性変化に伴って減衰の影響が減り、持続的になるHSVの波形変化は、1拍動ぶんの減衰波形のRMSから評価できる。
- (4) 上腕二頭筋のような末梢筋にHSVを発生させる心音は、心拍数が一定に保たれている条件では一定になる。このため、心収縮活動の安静が保たれる10% MVCの等尺性収縮やPC作業程度の運動強度においては、HSV波形からの力学特性計測が可能である。
- (5) 僧帽筋のように体幹上の筋にHSVを生じる心尖拍動は、心拍数が一定に保たれている条件であっても姿勢変化の影響などによって変化する。このため、PC作業中の肩部の力学特性変化の解析には、心尖拍動を心臓直上のHSVから計測し、その振幅で僧帽筋上部HSVの振幅を正規化することが必要になる。
- (6) 低筋力を長時間、断続的に発揮した際に生じる慢性的疲労は、筋に長時間残る機械的疲労によると考えられる。
- (7) HSVによる筋の力学特性計測は、低筋力持続時に生じる機械的疲労を形態特性が異なる筋、すなわち体幹付近にある板状筋である僧帽筋と、末梢部にある平行筋である上腕二頭筋からほぼ同様の仕方で行うことができる。
- (8) HSV計測の必要条件は、体動や筋収縮によるノイズの混入がHSVよりも小さいかまたは断続的であり、かつ加振強度が変化する場合にはその影響をキャ

ンセルできることである．本研究内では，10% MVCでの断続的な筋収縮条件における上腕二頭筋と，実際のPC作業中の僧帽筋上部において，筋の力学特性計測を時系列的に解析できることを確認した．PC作業中の上肢負担評価は行わなかったが，(4)から末梢筋のHSV計測は加振強度一定を実現し易いことから，力学特性変化を比較的解析し易いと期待できる．

- (9) 本研究の範囲内においては，低筋力持続時に生じる筋の力学特性変化と作業者が主観的に感じる疲労との関係は明らかではない．このため，HSVが検出する力学特性変化からPC作業時などの作業条件の快適性を具体的に評価することは現状では難しい．また，筋の力学特性の変化を生理的疲労と関係付けたことは本研究の大きな成果であるが，生理的疲労は低筋力条件では僅かにしか生じないために不快の根本的な原因になっているとは考えにくい．これらから，低筋力持続時の筋疲労評価を実現するためには，将来的には，低筋力条件における不快状態をよりの確に表せる仕方で筋疲労を再定義する必要がある．低筋力での実作業中に筋に生じる定量的変化(=筋の力学特性変化)の検出に成功した本研究の成果は，今後，本研究内では曖昧になった筋の絶対的な力学特性計測への発展や，種々の主観的評価や生理計測との関連付けと併せて，筋疲労の再定義に貢献すると考える．

謝辞

本研究を進めるにあたり，慶應義塾大学理工学部機械工学科 山崎信寿教授に多大なるご指導と激励をいただきました．山崎先生には，学部時代から多岐に渡って数え切れない程にお世話になりました．最大限の謝意を示します．

本論文に対して多くの示唆に富むご助言を賜りました，同塾理工学部物理情報工学科 内山孝憲教授，同塾管理工学科 岡田有策教授，大門樹教授，同塾システムデザイン工学科 村上俊之教授に感謝致します．

岡山大学大学院保健学研究科 岡久雄教授には，学会等で幾多の貴重なご助言をいただきました．この場を借りて御礼申し上げます．

慶應義塾大学理工学部機械工学科 森田寿郎准教授，荻原直道准教授，同塾外国語・総合教育教室 荒金直人准教授には，研究の進め方や心持ちのあり方について多くを教えていただきました．ありがとうございました．

有限会社 FASTEK JAPAN の Brad Fast 様，宮崎彩子様には英語論文の執筆に際してご協力いただきました．深謝致します．

株式会社東京貿易テクノシステムの上田俊昭社長，増田克彦取締役，長谷川一彦部長，倉持幸正リーダーをはじめとする社員の方々には，入社後にも論文執筆を続けていた私を励まし，多忙な期末時にも応援していただきました．感謝の気持ちを表現できるよう，これからも業務に邁進します．

研究室の先輩，同輩，後輩の皆様にはいつも支えられました．特に，博士課程までを共にした吉安祐介君の存在に，いつも助けられました．また，卒修論期にもかかわらず添削と印刷を手伝ってくれた2012年度の研究室メンバーに感謝申し上げます．

最後に，音信不通になりがちな私を暖かく見守ってくれた友人と，私の意志をいつも尊重してくれた両親に感謝の意を表し，謝辞と致します．

2013 年 3 月

川本貴志

参考文献

- Akataki K, Mita K, Itoh K, Suzuki N, Watakane M. Acoustic and electrical activities during voluntary isometric contraction of biceps brachii muscles in patients with spastic cerebral palsy. *Muscle & Nerve* 1996;19(10):1252-7.
- Akataki K, Mita K, Watakabe M, Itoh, K. Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle. *European Journal of Applied Physiology* 2001;84(1-2):19-25.
- Akima H, Foley JM, Prior BM, Dudley GA, Meyer RA. Vastus lateralis fatigue alters recruitment of musculus quadriceps femoris in human. *Journal of Applied Physiology* 2002(2):92:679-84.
- Archer A, Sabra KG. Two dimensional spatial coherence of the natural vibrations of the biceps brachii muscles generated during voluntary contractions. *Proceedings of 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS* 2010:170-173.
- Allen TJ, Proske U. Effect of muscle fatigue on the sense of limb position and movement. *Experimental Brain Research* 2006;170:30-8
- Andreassen S, Arendt-Nielsen L. Muscle fiber conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter. *Journal of Physiology* 1987;391:561-71.
- Aquironius SM, Askmark H, Gillberg PG, Nandedkar S, Olsson Y, Stålberg E. Topographical localization of motor endplates in cryosections of whole human muscles. *Muscle & Nerve* 1984;7(4):287-93:
- Barry DT. Acoustic signals from frog skeletal muscle. *Biophysical Journal* 1987;51(5):769-73.
- Barry DT, Cole NM. Fluid mechanics of muscle vibrations. *Biophysical Journal* 1988;53(6):899-905.
- Barry DT, Cole NM. Muscle sounds are emitted at the resonant frequencies of skeletal muscle. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1990;37(5):525-31.
- Barry DT, Gordon KE, Hinton GG. Acoustic and surface EMG diagnosis of pediatric muscle disease. *Muscle & Nerve* 1990;13(4):286-290.
- Barry DT, Geiringer SR, Ball RD. Acoustic myography: A noninvasive monitor of motor unit fatigue. *Muscle & Nerve* 1985;8(3):189-94.

- Beck TW, DeFreitas JM, Stock MS. An examination of cross-talk among surface mechanomyographic signals from the superficial quadriceps femoris muscles during isometric muscle actions. *Human Movement Science* 2010;29(2):165-71.
- Beck TW, Dillon MA, DeFreitas JM, Stock MS. Cross-correlation analysis of mechanomyographic signals detected in two axes. *Physiological measurement* 2009;30(12):1465-71.
- Bendat JS, Piersol AG. *Random data: Analysis and measurement procedures*. 3rd ed. Hoboken: Wiley-Interscience, 2000.
- Bolton CF, Parkes A, Thompson TR, Clark MR, Sterne CJ. Recording sound from human skeletal muscle: technical and physiological aspects. *Muscle & Nerve* 1989;12(2):126-34.
- Bonde-Petersen F, Mørk AL, Nielsen E. Local muscle blood flow and sustained contractions of human arm and back muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 1975;34:43-50.
- Bigland-Richie B, Furbush F, Woods JJ. Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *Journal of Applied Physiology* 1986;61(2):421-9.
- Brown P. Muscle sound in Parkinson's disease. *The Lancet* 1997;349:533-5.
- Buchthal F, Erminio F, Rosenfalck P. Motor unit territory in different human muscles. *Acta Physiologica Scandinavica* 1959;45:72-87.
- Cameron WE, Binder MD, Botterman BR, Reinking RM, Stuart DG. "Sensory Partitioning" of cat medial gastrocnemius muscle by its muscle spindles and tendon organs. *Journal of Neurophysiology* 1981;46(1):32-47.
- Cescon C, Farina D, Gobbo M, Merletti R, Orizio C. Effect of accelerometer location on mechanomyogram variables during voluntary, constant-force contractions in three human muscles. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2004;42(1):121-7.
- Cescon C, Madeleine P, Farina D. Longitudinal and transverse propagation of surface mechanomyographic waves generated by single motor unit activity. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2008;46(9):871-77.
- Cescon C, Madeleine P, Graven-Nielsen T, Merletti R, Farina D. Two-dimensional spatial distribution of surface mechanomyographical response to single motor unit activity. *Journal of Neuroscience Methods* 2007;159(1):19-25.
- Chanaud CM, Pratt CA, Loeb GE. A multiple-contact EMG recording array for mapping

- single muscle unit territories. *Journal of Neuroscience Methods* 1987;21(2-4):105-12.
- Cramer JT, Housh TJ, Weir JP, Ebersole KT, Perry-Rana SR, Bull AJ, Johnson GO. Cross-correlation analyses of mechanomyographic signals from the superficial quadriceps femoris muscles during concentric and eccentric isokinetic muscle actions. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 2003;43(5):293-300.
- Crenshaw AG, Karlsson S, Gerdle B, Fridén J. Differential responses in intramuscular pressure and EMG fatigue indicators during low- vs. high-level isometric contractions to fatigue. *Acta Physiologica Scandinavica* 1997;160(4):353-61.
- Crowninshield RD, Brand RA. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics* 1981;14(11):793-801.
- de Looze M, Bosch T, van Dieën J. Manifestations of shoulder fatigue in prolonged activities involving low-force contractions. *Ergonomics* 2009;52(4):428-37.
- De Luca CJ. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 1984;11(4):251-79.
- Deeb JM, Drury CG, Pendergast DR. An exponential model of isometric muscular fatigue as a function of age and muscle groups. *Ergonomics* 1992;35(7-8):899-918.
- Dennerlein JT, Diao E, Mote CD Jr., Rempel DM. Tensions of the flexor digitorum superficialis are higher than a current model predicts. *Journal of Biomechanics* 1998;31(4):295-301.
- Dennerlein JT, Diao E, Mote CD Jr., Rempel DM. *In vivo* finger flexor tendon force while tapping on a keyswitch. *Journal of Orthopaedic Research* 1999;17:178-84.
- Dennerlein JT, Kingma I, Visser B, van Dieën JH. The contribution of the wrist, elbow and shoulder joints to single-finger tapping. *Journal of Biomechanics* 2007;40(13):3013-22.
- Dietz V. Analysis of the electrical muscle activity during maximal contraction and the influence of ischaemia. *Journal of the Neurological Sciences* 1978;37(3):187-97.
- Dietz V, Discher M, Trippel M. Task-dependent modulation of short- and long-latency electromyographic responses in upper limb muscles. *Electromyography and clinical Neurophysiology* 1994;93(1):49-56.
- Dobrunz LE, Pelletier DG, McMahon TA. Muscle stiffness measured under condition simulating natural sound production. *Biophysical Journal* 1990;58(2):557-65.
- Dul J, Johnson GE, Shiavi R, Townsend MA. Muscular synergism—II. A minimum-fatigue cri-

- terion for load sharing between synergistic muscles. *Journal of Biomechanics* 1984;17(9):675-84.
- Durkin JL, Harvey A, Hughson RL, Callaghan JP. The effect of lumbar massage on muscle fatigue, muscle oxygenation, low back discomfort, and driver performance during prolonged driving. *Ergonomics* 2006;49(1):28-44.
- Elder GC, Bradbury K, Roberts R. Variability of fiber type distributions within human muscles. *Journal of Applied Physiology* 1982;53(6):1473-80.
- Eldred E, Yung L, Eldred D, Roy RR. Distribution of muscle spindles in a simply structured muscle: Integrated total sensory representation. *The Anatomical Record* 1998;251(2):161-72.
- Enoka RM. *Neuromechanical basis of kinesiology*. Champaign: Human Kinetics, 1994.
- Farina D, Li X, Madeleine P. Motor unit acceleration maps and interference mechanomyographic distribution. *Journal of Biomechanics* 2008;41(13):2843-9.
- Fitts RH. Cellular mechanism of muscle fatigue. *Physiological Reviews* 1994;74(1):49-94.
- Frangioni JV, Kwan-Gett TS, Dobrunz LE, McMahon TA. The mechanism of low-frequency sound production in muscle. *Biophysical Journal* 1987;51(5):775-83.
- Freund HJ. Motor unit and muscle activity in voluntary motor control. *Physiological Reviews* 1983;63(2):387-436.
- 福本 一朗．生理的振戦のシミュレーション的研究，電気情報通信学会技術研究報告 1993;93(356):7-14.
- 福本 一朗．生理的振戦の実験的研究．電気情報通信学会技術研究報告 1995;95(85):41-7.
- 福永哲夫編．筋の科学辞典—構造・機能・運動—．東京: (株) 朝倉書店，2002.
- 古河太郎，本田良行．現代の生理学 改訂第3版．東京: (株) 金原出版，1994:572-601.
- Gandevia SC, Burke D, McKeon B. Coupling between human muscle spindle endings and motor units assessed using spike-triggered averaging. *Neuroscience letters* 1986;71(2):181-86.
- Gordon G, Holbourn AHS. The sound from single motor units in a contracting muscle. *Journal of Physiology* 1948;107(4):456-64.
- Gorthi SS, Rastogi P. Fringe projection techniques: Whither we are? *Optics and Lasers in Engineering* 2010;48(2):133-40.
- Hagberg M. Electromyographic signs of shoulder muscular fatigue in two elevated arm posi-

- tions. *Americal Journal of Physical Medicine* 1981;60(3):111-21.
- Hansson GA, Strömberg U, Larsson B, Ohlsson K, Balogh I, Moritz U. Electromyographic fatigue in neck/shoulder muscles and endurance in women with repetitive work. *Ergonomics* 1992;35(11):1341-52.
- Hareva DH, 北脇和己, 岡久雄, 姫野龍太郎. 1次元数値計算モデルを用いた上腕動脈内における圧脈波波形変化の解析. 電気情報通信学会技術研究報告 2006;105(656):17-20.
- Hawkins D, Hull ML. An activation-recruitment scheme for use in muscle modeling. *Jounral of Biomechanics* 1992;25(12):1467-76.
- Hawkins D, Hull ML. Muscle force as affected by fatigue: Mathematical model and experimental verification. *Journal of Biomechanics* 1993;26(9):117-28.
- 速水則行, 田中英一, 山本創太. 筋の疲労・回復に対する数理モデルの定式化. 日本機械学会論文集 A 編 2006;72(713):100-5.
- Heron MI, Richmond FJR. In-series fiber architecture in long human muscles. *Journal of Morphology* 1993;216(1):35-45.
- Hostens l, Ramon H. Assessment of muscle fatigue in low level monotonous task performance during car driving. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2005;15(3):266-74.
- Hufschmidt A, Schubnell P, Schwaller I. Assessment of denervation by recording muscle sound following direct stimulation. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 1987;27(5):301-4.
- Inbar GF, Muscle spindle in muscle control IV. Correlation with muscle dynamics. *Kybernetik* 1972;11(3):142-7.
- 入江隆, 池上公一, 岡久雄. 生体機械インピーダンスによる筋疲労計測-測定条件の検討-. 電気情報通信学会技術研究報告 1999;99(178):19-24.
- 入江隆, 岡久雄. 等尺性収縮時の筋疲労と粘弾性係数. 日本機械学会論文集 A 編 2003;69(677):70-6.
- Jaskólska A, Brzenczek W, K-Sajewicz K, Kawczyński A, Marusiak J, Jaskólski A. The effect of skinfold on frequency of human muscle mechanomyogram. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2004;14(2):217-25.
- Jensen BR, Schibye B, Sjøgaard K, Simonsen B, Sjøgaard G. Shoulder muscle load and muscle

- fatigue among industrial sewing-machine operators. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 1993;67(5):467-75.
- Jonsson B. The static load component in muscle work. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 1988;57(3):305-10.
- Kaczmarek P, Celichowski J, Drzymala-Celichowska H, Kasiński A. The image of motor units architecture in the mechanomyographic signal during the single motor unit contraction: *in vivo* and simulation study. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009;19(4):553-63.
- 金子丑之助. 日本人体解剖学 第3巻 改訂第12版. 東京: (株)南山堂, 1968:90-109.
- 加藤和範, 赤澤堅造, 吉田正樹. サイズ原理とレンショウ細胞に着目した筋張力制御の神経回路網モデル. In: バイオメカニズム学会編. バイオメカニズム 10. 東京: 慶應義塾大学出版会, 1990:33-44.
- 加藤象二郎, 大久保亮夫 編著. 初学者のための生体機能の測り方 第2版. 東京: 日本出版サービス, 2006:91-115.
- 川上慶, 川本貴志, 山崎信寿. 女性のVDT作業姿勢に対応したむくみ軽減オフィスチェア. *人間工学*;43(5):252-60.
- 川本貴志, 山崎信寿. 圧力計を用いた多点筋音計測による筋線維活動成分の抽出. 第31回バイオメカニズム学術講演回予稿集 2010;21-24.
- Kim TK, Shimomura Y, Iwanaga K, Katsuura Y. Influence of force tremor on mechanomyographic signals recorded with an accelerometer and a condenser microphone during measurement of agonist and antagonist muscles in voluntary submaximal isometric contractions. *Journal of Physiological Anthropology* 2008;27(1):33-42.
- 木村直人, 勝村俊仁, 浜岡隆文, 下光揮一. 様々な強度での等尺性運動時における持続時間と疲労因子との関連について. *体力科学* 1998;47:549-60.
- Kitamura K, Tokunaga M, Esaki S, Hikikoshi-Iwane A, Yanagida T. Mechanism of muscle contraction based on stochastic properties of single actomyosin motors observed (*in vitro*). *Biophysics* 2005;1(0):1-19.
- 木塚朝博, 増田正, 木竜徹, 佐渡山亜兵. 表面筋電図. 東京: 東京電機大学出版局, 2006.
- Kokkorogiannis T. Somatic and intramuscular distribution of muscle spindles and their relation to muscular angiotypes. *Journal of Theoretical Biology* 2004;229(2):263-80.

- Korhonen RK, Vain A, Vanninen E, Viir R, Jurvelin JS. Can mechanical myotonometry or electromyography be used for the prediction of intramuscular pressure? *Physiological Measurement* 2005;26(6):951-63.
- Kukulka CG, Clamann HP. Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain Research* 1981;219(1):45-55.
- 蔵田 潔. 運動制御の情報処理機構. In: 宮本省三, 沖田一彦編. セラピストのための基礎研究論文集. 東京: (株) 協同医書出版, 1997:3-22.
- Lantelme P, Mestre C, Lievre M, Gressard A, Milon H. Heart Rate: An important confounder of pulse wave velocity assessment. *Hypertension* 2002;39(6):1083-7.
- Leech G, Brooks N, Green-Wilkinson A, Leatham A. Mechanism of influence of PR interval on loudness of first heart sound. *British Heart Journal* 1980;43(2):138-142.
- Leonard CT, Brown JS, Price TR, Queen SA, Mikhailenok EL. Comparison of surface electromyography and myotonometric measurements during voluntary isometric contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2004;14(6):704-14.
- Lin CJ, Ayoub MM, Bernard TM. Computer motion simulation for sagittal plane lifting activities. *International Journal of Industrial Ergonomics* 1999;24:144-55.
- Liu JZ, Brown RW, Yue GH. A dynamical model of muscle activation, fatigue, and recovery. *Biophysical Journal* 2002;82(5):2344-59.
- Loeb GE, Pratt CM, Chanaud CA, Richmond FJR. Distribution and innervation of short, interdigitated muscle fibers in parallel-fibered muscles of cat hindlimb. *Journal of Morphology* 1987;191(1):1-15.
- Luisada AA, Liu CK, Aravanis C, Testelli M, Morris J. On the mechanism of production of the heart sounds. *American Heart Journal* 1958;55(3):383-99.
- Luisada AA. The heart sounds—New facts and their clinical implications. Japanese version (translated by Sakamoto T and Takenaka K). Tokyo: University of Tokyo Press, 1986.
- Madelein P, Jørgensen LV, Sjøgaard K, Arendt-Nielsen L, Sjøgaard G. Development of muscle fatigue as assessed by electromyography and mechanomyography during continuous and intermittent low-force contraction: effects of feedback mode. *European Journal of Applied Physiology* 2002;87(1):28-37.

- Mamaghani NK, Shimomura S, Iwanaga K, Katsuura T. Mechanomyogram and electromyogram responses of upper limb during sustained isometric fatigue with varying shoulder and elbow posture. *Journal of Physiological Anthropology* 2002;21(1):29-43.
- Marusiak J, Kisiel-Sajewicz K, Jaskólska A, Jaskólski A. Higher muscle passive stiffness in Parkinson's disease patients than in controls measured by myotonometry. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2010;91(5):800-2.
- 増田正, 佐渡山垂兵, 白石恵. 筋収縮力と筋線維伝導速度. In バイオメカニズム学会編. バイオメカニズム 11. 東京: 慶應義塾大学出版会, 1992:205-11.
- McKay WPS, Gregson PH, McKay BWS, Blanchet T. Resting muscle sounds in anesthetized patients. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology* 1998;76(4):401-6.
- McKay WPS, Chilibeck PD, Daku BLF. Resting mechanomyography before and after resistance exercise. *European Journal of Applied Physiology*. 2007;102(1):107-17.
- McKay WPS, Chilibeck PD, Chad KE, Daku BLF. Resting mechanomyography after aerobic exercise. *Canadian Journal of Applied Physiology* 2004;29(6):743-57.
- McKay WPS, Jacobson P, Chilibeck P, Daku BLF. Effects of graded levels of exercise on ipsilateral and contralateral post-exercise resting rectus femoris mechanomyography. *European Journal of Applied Physiology* 2006;98:566-74.
- McMinn RMH, Hutchings RT. A colour atlas of human anatomy. Second ed. Japanese version (translated by Sato T). Tokyo: Nankodo, 1990.
- Metzger JM, Fitts RH. Fatigue from high- and low-frequency muscle stimulation: contractile and biochemical alterations. *Journal of Applied Physiology* 1987;62(5):2075-82.
- 三上直樹. はじめて学ぶデジタル・フィルタと高速フーリエ変換—基礎・原理からよく理解するための(デジタル信号処理シリーズ). 東京: CQ出版. 2005.
- メディセンス HP. www.medisens.co.jp
- 厚生労働省 HP. www.mhlw.go.jp/toukei/list/20-21/html
- 厚生労働省 HP. www.mhlw.go.jp/houdou/2002/04/h0405-4.htm
- Moalla W, Merzouk A, Costes F, Tabka Z, Ahmaidi S. Muscle oxygenation and EMG activity during isometric exercise in children. *Journal of Sports Science* 2006;24(11):1195-201.
- Muraoka T, Muramatsu T, Fukunaga T, Kanehisa H. Influence of tendon slack on electromechanical delay in the human medial gastrocnemius in vivo. *Journal of Applied Physiology*

- 2004;96(2):540-44.
- Muscio B. Is a fatigue test possible? *British Journal of Physiology* 1921;12:31-46.
- 中井準之助, 大江規玄, 森富, 山田英智, 金光晟, 養老孟司編. 解剖学辞典. 東京: (株)朝倉書店, 1984:278-279.
- Nakazawa K, Yamamoto S, Yano H. Short- and long-latency reflex responses during different motor tasks in elbow flexor muscles. *Experimental Brain Research* 1997;116(1):20-28.
- 大谷光司, 山崎信寿. 起立と着座が容易な自動車シートの開発. *人間工学* 2006;43(4):219-17.
- 小田俊明, 姫野龍太郎, 金久博昭, 福永哲夫, 川上泰雄. *In vivo* ヒト骨格筋の筋腱相互作用が発揮張力の立ち上がり及び影響. In: バイオメカニズム学会編. バイオメカニズム 19. 東京: 慶應義塾大学出版会, 2008:11-22.
- 荻原直道, 山崎信寿. 実歩行計測データからの歩行神経回路網の推定. In バイオメカニズム学会編. バイオメカニズム 15. 東京: 慶應義塾大学出版会, 2000:175-86.
- Ogiwara N, Yamazaki N. Generation of human bipedal locomotion by a bio-mimetic neuromusculo-skeletal model. *Biological Cybernetics* 2001;84(1):1-11.
- Ohta Y, Shima N, Yabe K. *In vivo* behavior of human muscle architecture and mechanomyographic response using the interpolated twitch technique. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009;19(3):154-61.
- Oka H. Estimation of muscle fatigue by using EMG and muscle stiffness. 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 1996:1449-1500.
- 岡久雄, 藤原史朗. 筋硬度変化による筋疲労の評価. *バイオメカニズム学会誌* 1996;20(4):185-190.
- 岡久雄, 入江隆. 機械インピーダンスを用いた生体の硬さ計測. In バイオメカニズム学会編. バイオメカニズム 12. 東京: 慶應義塾大学出版会, 1994:15-25.
- 岡久雄, 石井圭, 北脇和己. 変位筋音図を用いた等尺性負荷による筋疲労評価. 第30回バイオメカニズム学術講演会予稿集 2009:207-8.
- 岡久雄, 北脇和己, 岡本基, 小西有人, 服部託夢, 市原則明, 吉田正樹. フォトリフレクタを用いた変位筋音センサの開発とその応用. 第22回バイオメカニズムシンポジウム予稿集 2011:293-304.
- Orizio C. Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle

- studies. *Clinical Review in Biomedical Engineering* 1993;21(3):201-243.
- Orizio C, Diemont B, Esposito F, Alfonsi E, Parrinello G, Moglia A, Veicsteinas A. Surface mechanomyogram reflects the changes in the mechanical properties of muscle at fatigue. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 1999;80(4):276-84.
- Orizio C, Esposito F, Sansone V, Parrinello G, Meola G, Veicsteinas A. Muscle surface mechanical and electrical activities in myotonic dystrophy. *Electromyography and clinical Neurophysiology* 1997;37(4):231-9.
- Orizio C, Gobbo M, Diemont B, Esposito F, Veicsteinas A. The surface mechanomyogram as a tool to describe the influence of fatigue on biceps brachii motor unit activation strategy. Historical basis and novel evidence. *European Journal of Applied Physiology* 2003;90(3-4):326-36.
- Orizio C, Liberati D, Locatelli C, De Grandis D, Veicsteinas A. Surface mechanomyogram reflects muscle fibers twitches summation. *Journal of Biomechanics* 1996;29(4):475-81.
- Orizio C, Perini E, Diemont B, Figini MM, Veicsteinas A. Spectral analysis of muscular sound during isometric contraction of biceps brachii. *Journal of Applied Physiology* 1990;68(2):508-12.
- Ouamer M, Boiteux M, Petitjean M, Travens L, Salès A. Acoustic myography during voluntary isometric contraction reveals non-propagative lateral vibration. *Journal of Biomechanics* 1999;32(12):1279-85.
- Pennestri E, Stefanelli R, Valentini PP, Vita L. Virtual musculo-skeletal model for biomechanical analysis of the upper limb. *Journal of Biomechanics* 2007;40:1350-61.
- Raymer GH, Green HJ, Ranney DA, Marsh GD, Thompson RT. Muscle metabolism and acid-base status during exercise in forearm work-related myalgia measured with ³¹P-RMS. *Journal of Applied Physiology* 2009;106(4):1198-206.
- Rodriguez AA, Agre JC, Franke TM, Swiggum ER, Curt JT. Acoustic myography during isometric fatigue in postpolio and control subject. *Muscle & Nerve* 1996;19(3):384-7.
- Roja Z, Kalkis V, Vain A, Kalkis H, Eglite M. Assessment of skeletal muscle fatigue of road maintenance workers based on heart rate monitoring and myotonometry. *Journal of Occupational Medicine and Toxicology* 2006;1:20.
- Rosenberg JR, Amjad AM, Breeze P, Brillinger DR, Halliday DM. The Fourier approach to the

- identification of functional coupling between neuronal spike trains. *Progress in Biophysics and Molecular Biology* 1989;53(1):1-31.
- Sadamoto T, Bonde-Petersen F, Suzuki Y. Skeletal muscle tension, flow, pressure, and EMG during sustained isometric contractions in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 1983;51(3):395-408.
- 佐々木由理, 川本貴志, 山崎信寿. 快適背上げ姿勢探索用ベッドの開発. *人間工学会誌* 2006;42(6):373-70.
- 佐藤方彦. 人はなぜヒトか—生理人類学からの発想. 東京: (株)講談社, 1985.
- 斎藤健治, 増田正, 岡田守彦. 表面筋電位から推定する運動単位の構造. In: バイオメカニズム学会編. バイオメカニズム 18. 東京: 慶應義塾大学出版会, 2006:199-208.
- Seghers J, Jochem A, Spaepen A. Posture, muscle activity and muscle fatigue in prolonged VDT work at different screen height settings. *Ergonomics* 2003;46(7):714-30.
- 生命工学工業技術研究所 編. 設計のための人体寸法データ集. 東京: (株)日本出版サービス, 1996.
- Selen LPJ, Beek PJ, van Dieën JH. Fatigue-induced changes of impedance performance in target tracking. *Experimental Brain Research* 2007;181(1):99-108.
- Seo A, Kakehashi M, Tsuru S, Yoshinaga F. Leg swelling during continuous standing and sitting work without restricting leg movement. *Journal of Occupational Health* 1996;38(4):186-9.
- Seo A, Kakehashi M, Uda S, Tsuru S, Yoshinaga F. Bioelectrical impedance measuring method for standing load evaluation. *Journal of Occupational Health* 1995;37(2):83-7.
- Shang Y, Gurley K, Symons B, Long D, Srikuea R, Crofford LJ, Peterson CA, Yu G. Noninvasive optical characterization of muscle blood flow, oxygenation, and metabolism in women with fibromyalgia.
- Shi J, Zheng YP, Chen X, Huang QH. Assessment of muscle fatigue using sonomyography: Muscle thickness change detected from ultrasound images. *Medical Engineering & Physics* 2007;29(4):472-9.
- Søgaard K, Blangsted AK, Jørgensen LV, Madeleine P, Sjøgaard G. Evidence of long term muscle fatigue following prolonged intermittent contractions based on mechano- and electromyograms. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003;13(5):441-51.

- Søgaard K, Orizio C, Sjøgaard G. Surface mechanomyogram amplitude is not attenuated by intramuscular pressure. *European Journal of Physiology* 2006;96(2):178-84.
- Spitzer VM, Whitlock DG. Atlas of the visible human male –Reverse engineering of the human body. London: Jones and Bartlett, 1998:84.
- 須藤元喜, 上野加奈子, 矢田幸博, 武貞征孝, 赤滝久美, 伊東保志, 三田勝己. 下肢の細胞外水分貯留と筋収縮-誘発EMG, MMGによる評価-. *日本生理人類学会誌* 2011;16(2):93-8.
- Takahashi K, Tohdoh Y, Matsubayashi T, Jellůš V, Murayama K. Fatigue induced change in longitudinal relaxation time determined by magnetic resonance imaging. *Clinical Imaging* 2012;36(8):816-20.
- 高橋卓也, 山崎信寿. 多様な事務作業に適した連動二段機の開発. *人間工学* 2010;46(2):136-43.
- (株)TEAC ホームページ. www.teac.co.jp 2012年7月現在.
- Tesch P, Karlsson J. Lactate in fast and slow twitch skeletal muscle fibers of man during isometric contraction. *Acta Physiologica Scandinavica* 1977;99(2):230-6.
- 豊田平司郎, 山崎伸寿. 内在筋麻痺指モデルを用いた鍵移行術の評価. *日本機械学会論文集 C* 2006;72(722):3272-79.
- Uchiyama T, Hashimoto E. System identification of the mechanomyogram from single motor units during voluntary isometric contraction. *Mecical & Biological Engineering & Computing* 2011;49(9):1035-43.
- Udo H, Fujimura M, Yoshinaga F. The effect of a tilting seat on back, lower back and legs during sitting work. *Industrial Health* 1999;37(4):369-81.
- Valero-Cuevas FJ. An integrative approach to the biomechanical function and neuromuscular control of the fingers. *Journal of Biomechanics* 2005;38(4):673-84.
- Valero-Cuevas FJ, Johanson ME, Towles JD. Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters. *Journal of Biomechanics* 2003;36(7):1019-30.
- Valero-Cuevas FJ, Zajac FE, Burgar CG. Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *Journal of Biomechanics* 1998;31(8):693-703.

- Veiersted KB, Westgaard RH, Anderson P. Pattern of muscle activity during stereotyped work and its relation to muscle pain. *International Archives of Occupational and Environmental Health* 1990;62(1):31-41.
- von Gierke, Oestreicher HL, Franke EK, Parrack HO, Wittern WW. Physics of vibrations in living tissues. *Journal of Applied Physiology* 1952;4(12):886-900.
- 和田正信, 三島隆章, 山田崇史. 筋収縮における乳酸の役割. *体育学研究* 2006;51(6):229-39.
- 生田泰志, 松田有司, 山田陽介, 来田宜幸, 小田伸午. クロール泳における泳速度, ストローク頻度およびストローク長の変化と筋活動の関係. *体育科学* 2010;59:427-38.
- Watakabe M, Itoh Y, Mita K, Akataki K. Technical aspects of mechanomyography recording with piezoelectric contact sensor. *Medical & Biological Engineering & Computing* 1998;36(5):557-61.
- Watakabe M, Mita K, Akataki K, Itoh T. Mechanical behaviour of condenser microphone in mechanomyography. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2001;39(2):195-201.
- 渡辺彰吾, 北脇和己, 岡久雄. 筋内圧力および生体表面の変位に着目した筋音図発生メカニズムの検討. In: バイオメカニズム学会編. バイオメカニズム 18. 東京: 慶應義塾大学出版会, 2006:9-18.
- 渡辺彰吾, 北脇和己, 岡久雄. 変位筋音図の Fusion index 曲線と筋線維構成比との関係. In: バイオメカニズム学会編. バイオメカニズム 20. 東京: 慶應義塾大学出版会, 2010:207-16.
- Watanabe S, Kitawaki T, Oka H. Mathematical equation of fusion index of tetanic contraction of skeletal muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010;20(2):284-89.
- 渡辺彰吾, 栗山雄樹, 北脇和己, 岡久雄. 骨格筋変位 MMG 強縮過程と筋線維タイプの関係. In: バイオメカニズム学会編. バイオメカニズム 19. 東京: 慶應義塾大学出版会, 2006:3-33.
- Wee AS, Ashley RA. Transmission of acoustic or vibratory signals from a contracting muscle to relatively distant tissue. *Electromyography and clinical Neurophysiology* 1990;30(5):303-6.
- Weir PJ, Ayers KM, Lacefield JF, Walsh KL. Mechanomyographic and electromyographic responses during fatigue in humans: influence of muscle length. *European Journal of Applied*

- Physiology 2000;81(4):352-9.
- Windhorst U. Consideration on mechanisms of focussed signal transmission in the multi-channel muscle stretch reflex system. Biological Cybernetics 1978;31(2):81-90.
- Windhorst U. A possible partitioning of segmental muscle stretch reflex into incompletely de-coupled parallel loops. Biological Cybernetics 1979;34(4):205-15.
- Wu JZ, An KN, Cutlip RG, Krajnak K, Welcome D, Dong RG. Analysis of musculoskeletal loading in an index finger during tapping. Journal of Biomechanics 2008;41(3):668-76.
- Winkel J, Jørgensen K. Evaluation of foot swelling and lower-limb temperatures in relation to leg activity during long-term seated office work. Ergonomics 1986;29(2):313-28.
- Yamamoto C, Ohtsuki T. Modulation of stretch reflex by anticipation of the stimulus through visual information. Experimental Brain Research 1989;77(1):12-22.
- 山崎信寿．2足歩行の総合解析モデルとシミュレーション．In バイオメカニズム学会編．バイオメカニズム3．東京: 慶應義塾大学出版会，1975:261-9.
- 山崎信寿，長谷和徳．自由歩行における歩調・歩幅の生体力学的決定基準．In バイオメカニズム学会編．バイオメカニズム11．東京: 慶應義塾大学出版会，1992:179-90.
- 吉田武司，長谷和徳，大日方五朗，羽田昌敏．3次元上肢筋骨格モデルを用いたステアリング動作の解析とハンドル特性評価．バイオメカニズム学会誌 2010;34(1):41-52.
- Yoshitake Y, Masani K, Shinohara M. Laser-detected lateral muscle displacement is correlated with force fluctuations during voluntary contractions in humans. Journal of Neuroscience Methods 2008;173(2):271-8.