

博士論文

心拍変動解析を用いた自律神経系機能評価の
健康・スポーツ分野への応用とシステム化

指導教員
塩野谷 明 教授

著者
木本 理可

目次

第1章	序論	1
1.1	はじめに	1
1.2	HRV による自律神経系機能評価	1
1.3	HRV 解析の臨床的意義	3
1.4	運動に関連する HRV 解析を用いた先行研究	4
1.5	本研究の目的	5
1.6	本論文の構成	6
第2章	簡便で効果的な至適運動強度同定への HRV 解析の活用	8
2.1	はじめに	8
2.2	方法	10
2.2.1	被検者	10
2.2.2	運動プロトコル	10
2.2.3	呼気ガス分析および AT の決定	11
2.2.4	HRV 解析	12
2.2.5	統計処理	15
2.3	結果	15
2.4	考察	20
2.5	まとめ	21
第3章	女性の HRV パラメータにおける年齢との関連とヨガレッスン実施による自律神経系機能への影響：運動時 HRV 短時間測定の有用性検討	23
3.1	はじめに	23
3.2	方法	24
3.2.1	被検者	24
3.2.2	HRV パラメータの測定方法および自律神経系機能の評価	25
3.2.3	ヨガレッスン時の実験プロトコル	27
3.2.4	統計処理	27
3.3	結果	28
3.3.1	HRV パラメータにおける年齢との関連	28
3.3.2	ヨガレッスン参加者の特性および年代別の安静時 HRV データ	29
3.3.3	ヨガ実施前後における自律神経系活動および主観的疲労度の変化	30

3.3.4	各年齢層におけるヨガ実施前後の自律神経系活動の変化	31
3.3.5	安静時の自律神経系機能の年齢による低下へのヨガ歴の影響	32
3.4	考察	33
3.5	まとめ	38
第4章	スキー・レーシング・パフォーマンス評価支援システムの基盤計測技術の開発	
	：運動時 HRV リアルタイム測定を活用したシステム構築	40
4.1	はじめに	40
4.2	SRP 支援システムの概要	41
4.2.1	SRP 支援システムの構成と計測の概要	41
4.2.2	SRP 支援システムにおける解析の概要	44
4.3	方法	45
4.4	結果および考察	47
4.4.1	機械力学情報とヒト生理情報の同期・並列計測の意義	47
4.4.2	技術的側面からの SRP 支援システムの意義	49
4.4.3	体力的側面からの SRP 支援システムの意義	53
4.4.4	メンタル的側面からの SRP 支援システムの意義	56
4.4.5	SRP 支援システムのコンセプト設計	57
4.5	まとめ	59
第5章	クロスカントリースキー滑走に高次のスキー振動が与える影響：SRP 支援システム	
	の実装実験	61
5.1	はじめに	61
5.2	方法	62
5.2.1	研究資材（スキー板）の特性	62
5.2.2	ハンマリングによる打撃試験	63
5.2.3	模擬振動発生シミュレータによる振動実験	65
5.3	結果および考察	68
5.3.1	ハンマリングによる打撃試験結果	68
5.3.2	模擬振動発生シミュレータによる振動実験結果	70
5.4	まとめ	73
第6章	総括	75

謝辞	79
本研究の公表論文	80
本研究の参考論文（国際会議発表等）	80
本研究の関連学会発表	81
参考文献	82

第 1 章 序論

1.1 はじめに

心拍 (Heart Rate; HR) は自律神経系や内分泌系による調整を受けて、体位、運動、精神活動等の状態に応じて常に変化する。しかしながら、安静時のような、生体に対する外乱が存在しない状態でも、正常なヒトの心拍はメトロノームのように一定にはならず、その平均値を中心として絶え間なく増減を繰り返していることが知られている¹⁾。この持続的ゆらぎを心拍変動 (Heart Rate Variability; HRV) と呼ぶ。

1980 年代頃より、生体に生じる変動現象を周波数に分けて分析する「スペクトル解析」が開発されてきた^{2,3)}。近年では、HRV パワースペクトル解析により、各種の生理的条件下での自律神経系機能を高感度で評価する試みが多くなされている⁴⁻⁶⁾。HRV は非侵襲的に簡便にデータが取得できることに加え、近年ではユーザーの負担を軽減させたウェアラブルセンサ等も普及している。そのような中で、運動時においてもリアルタイムでのデータ計測が可能となり、医学・生理学分野をはじめ、人間工学、情報工学分野などで幅広く活用される魅力的なパラメータとなっている。

本研究は、近年、その有用性が注目されている HRV 解析の健康・スポーツ分野への応用とシステム化を目的とし、HRV 解析を用いた至適運動強度同定の可能性を探るとともに、運動前後の短時間測定および運動中のリアルタイム測定による自律神経系機能評価の信頼性、実用性を検討するものである。

1.2 HRV による自律神経系機能評価

HRV とは心電図上の R 波と次の R 波の間隔 (R-R interval; RRI, 図 1.1)

のミリ秒オーダーのゆらぎのことである⁷⁾。時系列に含まれるゆらぎの分析法には、時間領域 (time domain)、周波数領域 (frequency domain)、位相領域 (phase domain) のものがある⁸⁾。周波数解析の分析には、変動の大きさを周波数の関数として表し、変動を異なる周波数に分けて定量化するスペクトル解析を用いる。

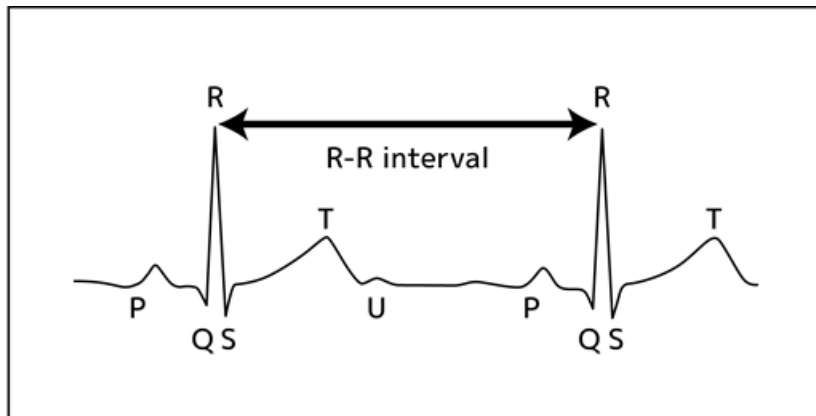


図 1.1 心電図の 1 拍ごとの R-R 間隔

HRV による自律神経系機能評価の原理は、交感神経系及び副交感神経系機能がそれぞれ特定の周波数帯域の HRV に反映されることに基づいている^{1,2,8)}。この HRV のパワースペクトルには、低周波帯 (Low Frequency; LF, 0.04~0.15 Hz) と高周波帯 (High Frequency; HF, 0.15~0.4 Hz) にピークが見られ、それぞれ LF 成分、HF 成分と呼ばれる (図 1.2)。HF 成分は、心臓副交感神経活動を反映する事が、動物実験での神経節切除の実験結果から明らかになっている⁹⁾。一方、LF 成分は交感神経系と副交感神経系活動の両者が反映されるが、血圧調節がこのスペクトル帯域で行われている可能性も示唆されている¹⁰⁾。また、LF と HF の比 (LF/HF) は、交感神経系と副交感神経系のバランスの指標とされている。

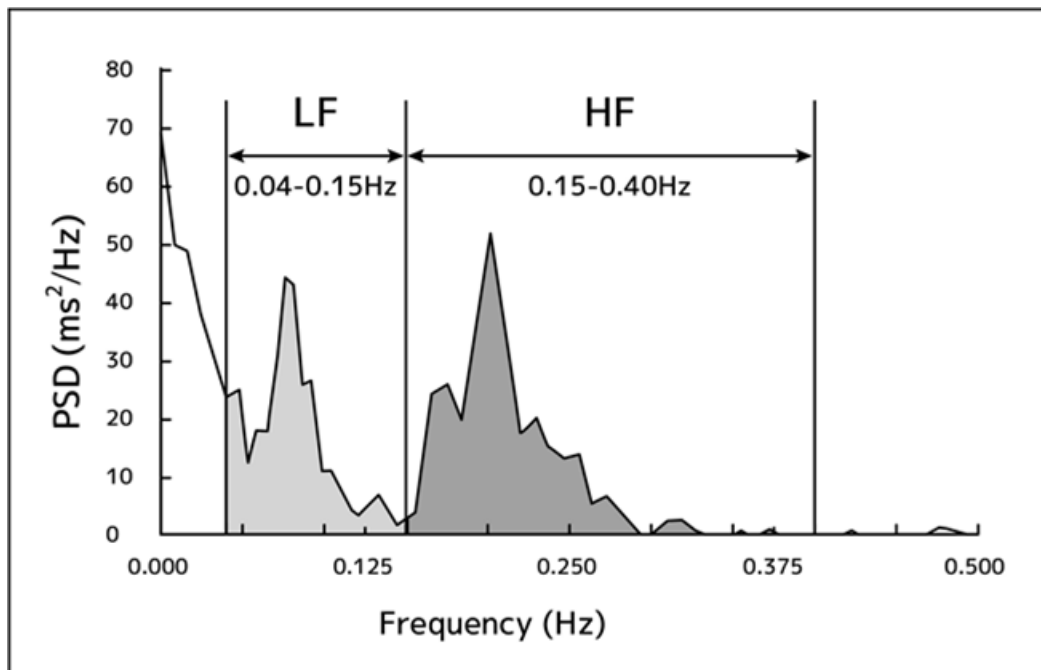


図 1.2 HRV パワースペクトル解析における低周波帯と高周波帯

これまで、自律神経系機能評価を定量的に行う検査方法としては、心電図を用いる方法が一般的であったが、心電図記録は仰臥位をとる必要があり、技師などの有資格者が携わらなければならないなど、日常的な測定には不向きである。近年では、より簡便な方法として、加速度脈波計¹¹⁻¹³⁾や携帯型小型心電図さらにはウェアラブル心拍計¹⁴⁾を用いた測定が活用されるようになってきた。

1.3 HRV 解析の臨床的意義

近年では、HRV を用いた健康障害判定に関する臨床的有用性についての関心も高まっている。心筋の洞房結節のリズムである HRV の解析による神経性循環調節機能の分析は、冠動脈疾患、心不全、不整脈、高血圧症などの

心血管系疾患の病態に対するアプローチのひとつであり、副交感神経系機能低下が冠動脈性心疾患や突然死の重要な危険因子であることが明らかになっている¹⁵⁾。また、女性の月経前症候群にも自律神経系機能、特に副交感神経系活動の低下が関与しているとの報告もある¹⁶⁾。一般的に、HRVの各パラメータが高いレベルであることは、健康的な自律神経系機能を表しているとされており、HRVの低下は自律神経系の機能不全を示し、健康障害を示唆する場合がある¹⁷⁾。一方で、心房細動などの心臓の異常がHRVの高値を引き起こす可能性もあり、この状態は死亡リスクの増加と関連があることも報告されている¹⁸⁾。

1.4 運動に関連するHRV解析を用いた先行研究

これまで、運動に関連するHRV解析を用いた研究は、上記のような自律神経機能低下が関与している不定愁訴や健康障害について、運動実施により改善するか否かを検討することや、心血管疾患をはじめとした患者における運動療法の効果判定等を目的として行われたものが多い。

先行研究により、70歳までのすべての年齢において、健康な被検者および心血管疾患患者では、定期的な有酸素トレーニングにより安静時および最大下運動時のいずれにおいても、心拍数を大幅に低下させることが明らかとなっており、自律神経遠心性活動の増加および迷走神経調節の強化によりHRVの有意な改善をもたらすことが示されている¹⁹⁾。また、6か月間の有酸素運動トレーニングが2型糖尿病患者の心臓自律神経系機能を改善させたこと²⁰⁾、有酸素運動の継続が多嚢胞性卵巣症候群の女性の迷走神経調節を増加させ、交感神経調節を減少させたこと²¹⁾なども報告されている。したがって、継続的な運動の実施が低下した副交感神経系機能を中心として

HRV を改善し、多様な個人の健康に寄与する可能性は高いものと思われる。しかしながら、単発的・一過性の運動についての検討は、比較的小さなサンプルサイズから収集されたデータが多く、結果をより広く一般化するためには、同条件において多人数の被検者を用いた検討が必要である。

また近年では、運動の負荷レベル確認のために HRV 解析を用いている研究もあるなど^{22,23)}、HRV 測定機器の多様化や解析技術の正確性が向上したことにより、運動時における HRV 解析の汎用性が向上し、健康・スポーツ分野ではますます重要な指標となっている。しかしながら、安全で効果的な至適運動強度同定に関する指標として HRV が適切であるかについては、より詳細な検討が必要であると考えられる。

さらに、HRV をはじめ、筋電図や加速度計等の他のパラメータについても、ユーザーの負担を軽減させた軽量のセンサ等の普及が進んでいる。これらの同時・並列計測・解析により、複数のパラメータを同じ時間軸で検討することが可能となり、これまでの個々の解析とは違った新たな知見が得られることが期待される。

1.5 本研究の目的

本研究は、その有用性が注目されている HRV 解析の健康・スポーツ分野への応用とシステム化を目的とし、以下の 3 実験を実施するものである。

- ① ウェアラブル心拍センサを用いた HRV 解析を経時的に行い、得られたパラメータの変化について分析することにより、簡便で効果的な至適運動強度の新規同定法の確立を目指す。
- ② 比較的大きなサンプルサイズを用いて、女性を対象としたヨガレッスンの前後に HRV 短時間測定を実施することにより、一過性運動時における

自律神経系機能評価の有効性を検討する。

- ③ スキーを対象とし、運動中の HRV リアルタイム測定を他の計測・解析と融合させ、HRV を用いた新たなパフォーマンス評価システムの構築を目指すとともに、HRV を含めた統一的な計測・解析システムを提案する。さらに、構築したシステムについては、その精度・汎用性の高さを検証するために HRV 計測・解析以外の対象領域への応用・展開までを行う。以上により、運動時における HRV 解析を用いた自律神経系機能評価の有効性および実用性を検討し、健康・スポーツ分野におけるより幅広い活用につなげたい。

1.6 本論文の構成

本論文は全 6 章で構成されており、第 1 章では、序論として HRV およびその関連研究について触れ、研究意義と目的を述べる。

第 2 章では、HRV 解析を用いた簡便で効果的な至適運動強度の新規同定法の確立を目指し、漸増負荷運動時において、ウェアラブル心拍センサを用いた HRV 解析を経時的に行い、各パラメータの変化について分析する。運動時には、HRV 解析と同時に呼気ガス分析を行うことにより、その結果から決定された無酸素性作業閾値 (Anaerobic Threshold; AT) とその前後における HRV の変化を検討し、AT に関連する至適運動強度同定への HRV 解析の活用の可能性について探る。

第 3 章では、HRV 短時間測定のスポート分野への活用を目的として、加速度脈波計を用いた HRV 測定をヨガレッスンの前後に実施し、一過性運動時における自律神経系機能評価の有効性を検討する。女性においては、副交感神経系機能低下が様々な不定愁訴にも関連することが知られているが、本

実験では女性 150 名超という比較的大きなサンプルサイズから HRV パラメータにおける年齢との関連を明らかにした上で、ヨガの実施が女性の自律神経系機能にどのような変化をもたらすかについて、詳細な検討を行う。

第 4 章では、HRV を用いた新たなパフォーマンス評価システムの構築を目的とし、運動中の HRV リアルタイム測定と機械力学情報を活用したヒト生理情報の同期・並列計測を行うことで、アルペンスキー競技に必要となる技術・体力・メンタルの 3 要素の評価実験を行う。それらの結果をもとに、将来的に市販が可能となるコンセプト設計として、パフォーマンス評価支援システムの基盤計測技術の開発を目指すとともに、HRV を含めた統一的な計測・解析システムの提案を行う。

第 5 章では、構築したシステムの応用・展開を行う。第 4 章で開発したスキー・レーシング・パフォーマンス評価支援システムの精度・汎用性の高さを確認するために HRV 計測・解析以外の対象領域での実装実験として、システムの機械力学信号の計測・解析部のみを用いて、クロスカントリースキーの諸特性について検討する。また、クロスカントリースキー板を用いて行われるパラリンピック競技であるシットスキー開発における基礎的な条件・方向性についても検討する。

最後に、第 6 章で本論文の総括を行い、HRV 解析を用いた自律神経系機能評価の健康・スポーツ分野における有効性や実用性、そして構築したシステムの有用性を検証する。

第2章 簡便で効果的な至適運動強度同定への HRV 解析の活用

2.1 はじめに

近年、健康づくりや運動療法における身体機能改善等を目的として、様々な場面で多様な運動が行われている。適度な運動は生活習慣病やメタボリックシンドローム等の予防や改善につながり、加齢に伴う生活機能低下のリスクを下げる事が知られている。また、気分転換やストレス解消にも効果があり、メンタルヘルス不調の一次予防や QOL の向上にも有効である。厚生労働省においても「健康日本 21（第二次）」では、国民の身体活動量を高めるための様々な施策を講じており、運動を実施することは心身ともに多くのメリットがあることは明白である。

一方で、過度な運動は生体に負の影響を与える可能性がある。その 1 つに、運動誘発性酸化ストレスの増加が挙げられ、その蓄積が高血圧症、糖尿病など様々な疾病の原因になるとともに、老化や疾病を促進させる。したがって、運動を行う際には実施者に合わせた適切な運動強度の設定が重要である。

運動強度の生理的尺度には、酸素摂取量や HR 等が用いられている。酸素摂取量は、物理的運動強度とほぼ比例関係を保ちながら高まるため、運動強度の優れた指標であるが、高価な測定機器や高度な専門技術が必要であり、日常的な測定には不向きである。また、HR は簡便に測定できる汎用性の高い指標として幅広く用いられているが、目標 HR を設定して運動を行う場合には、高齢者や心疾患患者、普段から運動を行っていない者等が実施すると、思いのほか身体負荷が高くなってしまう可能性がある。近年では、より幅広い年代や様々な特性を持った人が積極的に運動を実施する傾向からも、実施者個人の年齢や体力等の特性に合わせた至適運動強度を同定することは、安

全かつ健康増進に効果的な運動を提案していく上でたいへん重要になっている。

これまで、安全性を考慮した効果的な至適運動強度の目安として、無酸素性作業閾値 (Anaerobic Threshold; AT) レベルでの運動が勧められてきた²⁴⁾。AT を基準にした運動強度は、長時間持続することが可能であり、運動強度の増加に対する心収縮能の応答も保たれ、アシドーシスが起こらず、血中カテコラミンの著明な増加もない²⁵⁾ことから、不整脈の出現や血圧・心拍数の過剰な増加が起こらないと言われている²⁶⁾。

AT を判定するためには、呼気ガス分析装置を用いた心肺運動負荷試験 (Cardio pulmonary exercise test; CPX) を行い、採血による血中乳酸値を測定することが一般的である。しかしながら、いずれも測定機器が高額であり、専門のスタッフが必要となる上、被検者への負担が大きい等の欠点がある²⁷⁾ため、頻回の測定が難しい。

そこで我々は、より簡便で負担の少ない HRV 解析が、AT に関連した至適運動強度同定に活用できるのではないかとの着想を得た。AT 以下の運動強度では、交感神経系が過度の緊張を引き起こさず²⁸⁾、AT 以上の運動強度になると血漿カテコールアミンの分泌量が増加し、HR 等が著明な増加を示すことが知られており²⁹⁾、HR よりも鋭敏に身体への刺激の程度を把握できる HRV にも AT 前後で何らかの変化が現れる可能性は高い。HRV 解析は心電図の R 波ピークごとの間隔 (R-R Interval; RRI) を計算して求められるため、非侵襲的で簡便な測定であり、近年ではユーザーの負担を軽減させたウェアラブルセンサも普及している。また、HRV は運動時においてもリアルタイムでデータを計測することが容易である。

本章では、漸増負荷運動時において、運動中の呼気ガス分析と同時に HRV

解析を経時的に行い、呼気ガス分析により決定された AT とその前後における HRV パラメータの変化について分析することにより、より簡便で効果的な至適運動強度同定の可能性について検討する。

2.2 方法

2.2.1 被検者

運動部に所属し、日常定期的な運動を行っている健常な男子大学生 8 名（年齢 19.1 ± 0.6 歳，身長 172.5 ± 5.5 cm，体重 68.3 ± 8.5 kg，BMI 22.9 ± 2.2 ）が実験に参加した。被検者は全員非喫煙者であった。実験に先立ち、ヘルシンキ宣言に基づいて、全員に本研究の趣旨及び安全性について十分な説明を行い、自主的な参加の同意を書面により得た。なお、本研究は長岡技術科学大学生命倫理委員会の承認を受けて実施した。

2.2.2 運動プロトコル

被検者は、室温 $19.7 \pm 1.6^{\circ}\text{C}$ ，湿度 $43.4 \pm 3.7\%$ の実験室において、体重測定後、ストレッチ運動等を実施した後、自転車エルゴメーター（COMBI 社製，75XL II）のサドルの高さを調節し、ペダルの固定、呼気ガス分析用のガスマスク、心拍計およびウェアラブル心拍センサを装着した。その後、自転車で 3 分間の安静状態を保持し、ウォーミングアップとして 30 watts の負荷で 3 分間、60 rpm のペダリング運動を行った。そして、60 rpm を維持した状態で、毎分 30 watts ずつ負荷が増加するランプ負荷法により、疲労困憊に至るまでの漸増負荷運動を実施した（図 2.1）。

疲労困憊の判断は、(1) 220 から年齢を引いて得られた予測最大心拍数の 90% を越える、(2) 呼吸交換比率が 1.1 を越える、(3) 酸素摂取量がレベリ

ングオフの状態になる，(4) 規定の回転速度に著しく遅れる（50 回転/ min 以下）等の所見を参考に総合的に決定した．運動後には 2 分間のクーリングダウンを行った．なお，被検者には測定前日から激しい運動と飲酒を禁止し，測定開始の最低 2 時間前には食事を終えるように指示した．

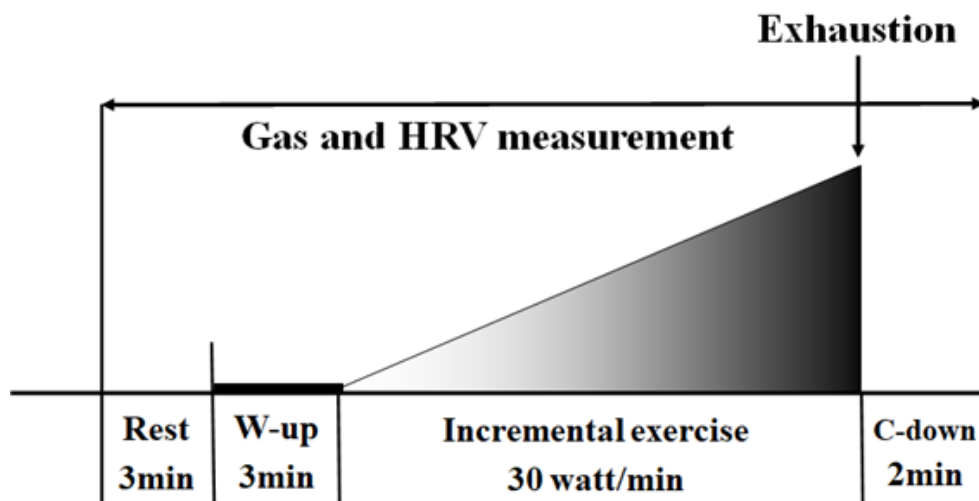


図 2.1 疲労困憊までの漸増負荷運動における運動プロトコル

2.2.3 呼気ガス分析および AT の決定

運動中の酸素摂取量（oxygen uptake; $\dot{V}O_2$ ），二酸化炭素排出量（CO₂ production; $\dot{V}CO_2$ ），換気量（ventilation; $\dot{V}E$ ）および呼吸交換比率（respiratory exchange ratio; RER）の測定は，自動呼気ガス分析装置（ミナト医科学社製，AE-300S）を用いて，運動開始前の安静時から運動終了後 2 分間まで breath-by-breath 法によって行った．測定されたデータを 8 呼吸ごとに移動平均し，さらに 10 秒毎に単純平均したものを分析に用いた．呼気ガス分析と同時に，スポーツ心拍数計（POLAR 社製，RS400TM）により HR を 15 秒毎に測定した．AT の決定は，Wasserman らの基準²⁸⁾に基づき，

- (1) 分時換気量が非直線的増加を示す点
 - (2) 二酸化炭素排泄量が非直線的増加を示す点
 - (3) RERが増加する点
 - (4) 二酸化当量の変化を伴わずに酸素当量が上昇する点
 - (5) 終末呼気二酸化炭素分圧が減少せずに終末呼気酸素分圧が増加する点
- などを考慮し、複数の検者により総合的に決定した（図 2.2）.

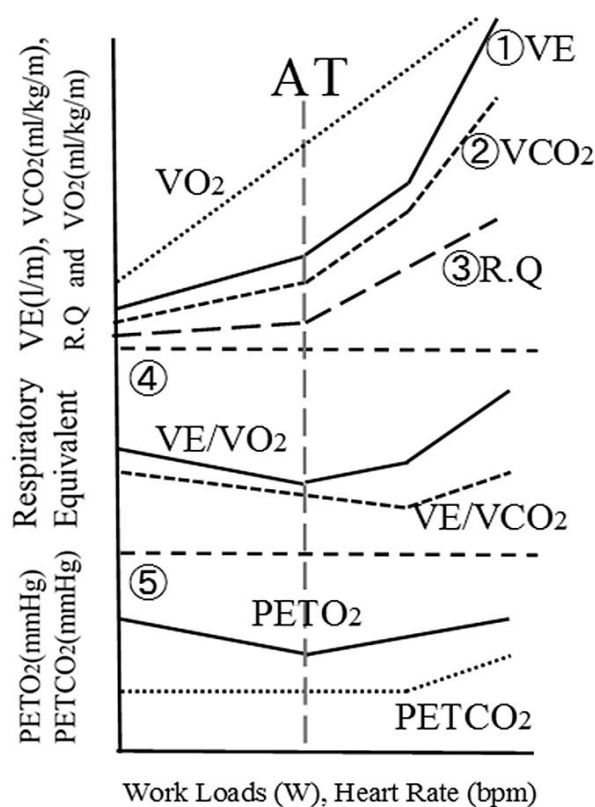


図 2.2 運動負荷に伴う換気応答による AT の判定基準

2.2.4 HRV 解析

HRV の測定は myBeat ウェアラブル心拍センサ（ユニオンツール株式会社製，WHS-1，図 2.3）を用いて，呼気ガス分析と同様に運動開始前の安静時

から運動終了 2 分間まで行った。RRI は心拍毎に計測され、データのサンプリング周波数は 1000 Hz であった。測定によって得られたデータは、解析ソフトの RRI Analyzer (ユニオンツール株式会社製, 図 2.4) を用いて RRI から周波数解析, 時間領域解析を行った³⁰⁾。



図 2.3 ウェアラブル心拍センサ (WHS-1)

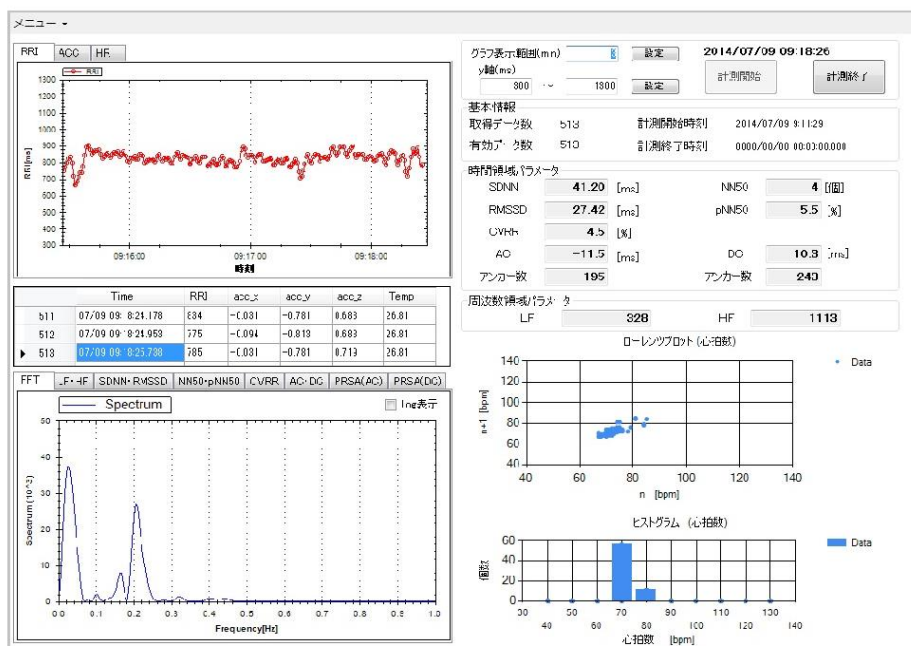


図 2.4 RRI Analyzer による解析画面

RRI Analyzer では、LF および HF を求める際に、取得した RRI データをフィルタにかけ、異常値を除去した後、スプライン補間を用いて、データの時間間隔を 100ms に補間する（図 2.5）。また、周波数解析を行う前に、直流成分・低周波ノイズの原因を取り除くため、以下の式（1）のとおり、スプライン補間したデータを $f(t)$ とし、最小二乗法で近似した 2 次関数 $g(t)$ を求め、差し引くことで周波数解析に使用する $h(t)$ を求めている。

$$h(t) = f(t) - g(t) \quad (1)$$

なお、高速フーリエ変換（Fast Fourier Transform; FFT）を行うため、補間したデータに窓関数（ハニング窓）をかけ、データに 0 を追加し、データ数が 2^n 個になるように調整する。FFT の結果、得られたパワースペクトルを設定した区間で積分することにより、LF および HF を算出する。本研究では、計算区間を 60 秒（データ数は最低 2048 個）、解析周期を 5 秒とした。

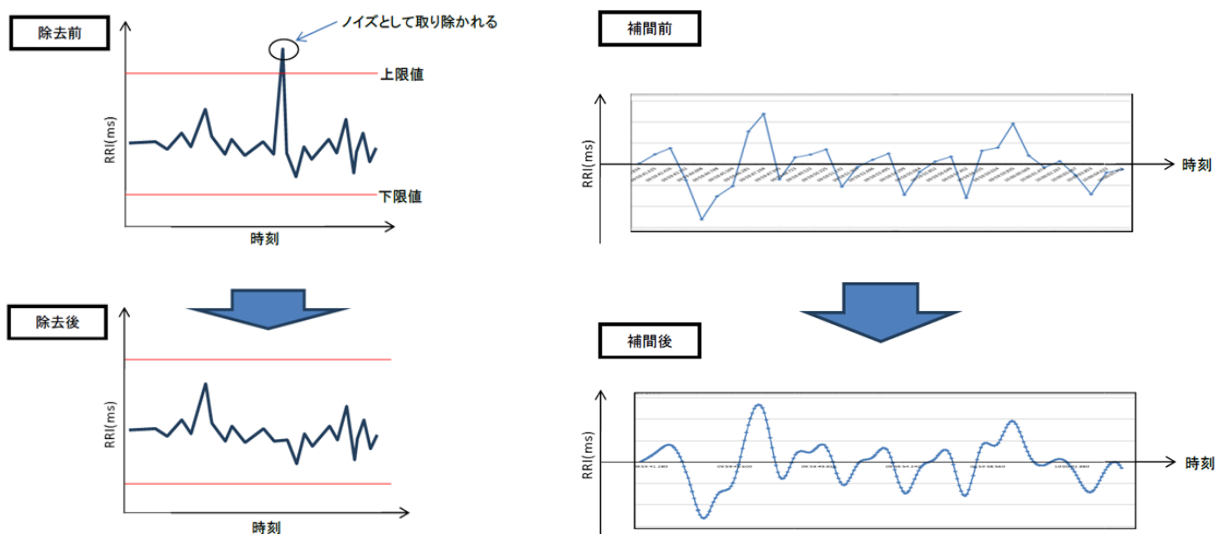


図 2.5 RRI Analyzer による異常値除去（左）とスプライン補間（右）

2.2.5 統計処理

測定結果は、全て平均値 ± 標準偏差で表した。2 群間の平均値の差の検定には、対応のある t 検定を用い、危険率はすべて 5 %未満を有意とした。

2.3 結果

各被検者における漸増負荷運動時の呼吸循環器指標の結果について表 2.1 に示した。全被検者の $\dot{V}O_2$ peak の平均値は 61.0 ± 6.1 ml/kg/min であり、HR peak の平均値は 191.0 ± 7.4 bpm であった。また、AT 時における HR の平均値は 146.8 ± 14.2 bpm, $\% \dot{V}O_2$ peak は 55.1 ± 2.6 % であった。

表 2.1 各被検者における漸増負荷運動時の呼吸循環器指標

subjects	$\dot{V}O_2$ peak (ml/kg/min)	HR peak (bpm)	AT (watts)	HR@AT (bpm)	$\% \dot{V}O_2$ peak (%)
a	59.2	192.0	148.7	140.0	52.7
b	54.3	191.0	158.6	120.0	52.0
c	66.5	194.0	163.7	169.0	55.0
d	62.7	186.0	204.9	146.0	52.9
e	68.7	178.0	186.0	154.0	54.6
f	57.3	187.0	159.3	148.0	57.8
g	52.2	201.0	154.3	155.0	59.1
h	66.7	199.0	183.8	142.0	56.8
mean	61.0	191.0	169.9	146.8	55.1
SD	± 6.1	± 7.4	± 19.5	± 14.2	± 2.6

各被検者における漸増負荷運動時の RRI の時系列変化について、図 2.6 に示した。いずれの被検者においても、運動開始前の安静時には RRI の増減が大きく、負荷が増加するにしたがって変化の幅が減少し、しばらくすると数値自体が低下する傾向がみられた。

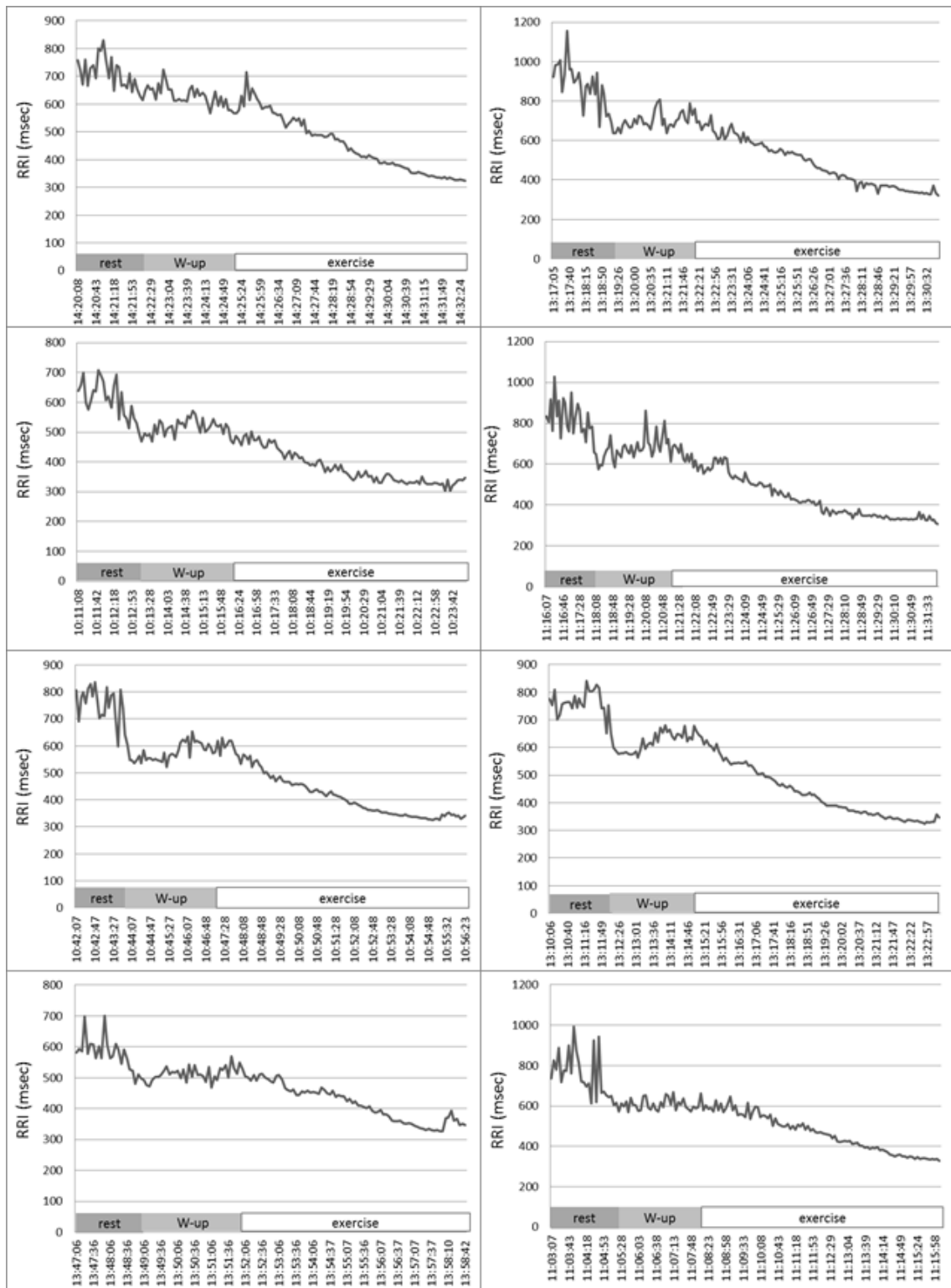


図 2.6 各被検者における漸増負荷運動時の RRI の時系列変化

また、被検者 a における安静時から運動終了までの RRI の変化値 (Δ RRI) について、図 2.7 に示した。● は AT 以前、○ は AT 以降の変化値を表している。AT より前の値は正・負ともに変化の幅が大きいですが、AT を越えるとその幅は極めて小さくなり、0 に収束して安定するようになった。その変化の傾向は、他の被検者においても同様であった。

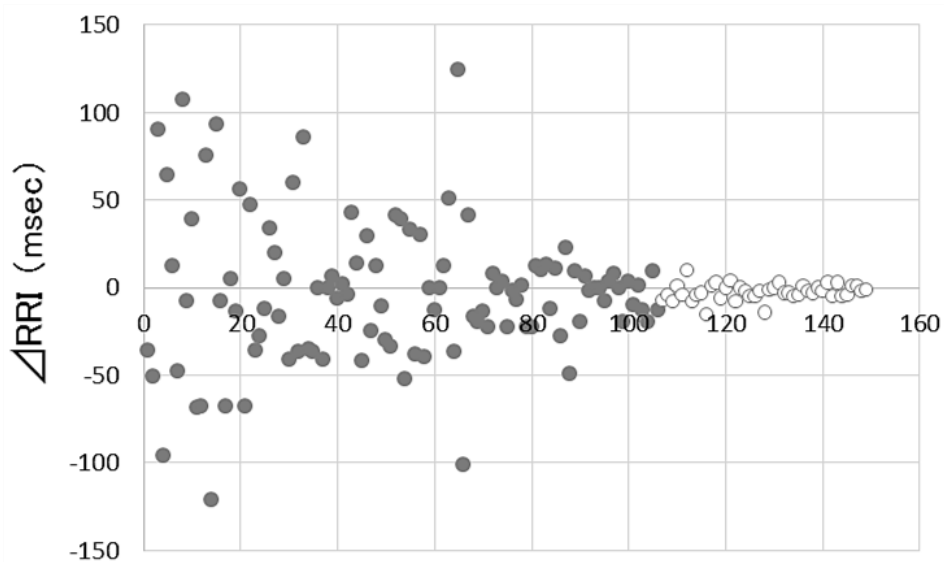


図 2.7 被検者 a における運動開始前の安静時から運動終了までの Δ RRI

各被検者における運動中の Δ RRI 絶対値を AT 前と AT 後の 2 群に分けた平均値を図 2.8 に示した。各被検者における AT 前の平均値は a で 22.21 ± 22.00 msec, b で 27.25 ± 25.38 msec, c で 19.42 ± 13.66 msec, d で 32.55 ± 34.59 msec, e で 16.00 ± 17.95 msec, f で 16.84 ± 20.35 msec, g で 15.41 ± 14.62 msec, h で 26.30 ± 22.14 msec, AT 後の平均値は a で 3.86 ± 3.33 msec, b で 10.42 ± 13.57 msec, c で 10.20 ± 9.68 msec, d で 10.82 ± 11.12 msec, e で 3.74 ± 3.55 msec, f で 3.70 ± 2.93 msec, g で 3.91 ± 3.92 msec, h で 5.46 ± 3.99

msecであった。いずれの被検者においても AT 前と比較して AT 後で有意な低値が認められた ($p < 0.01$)。

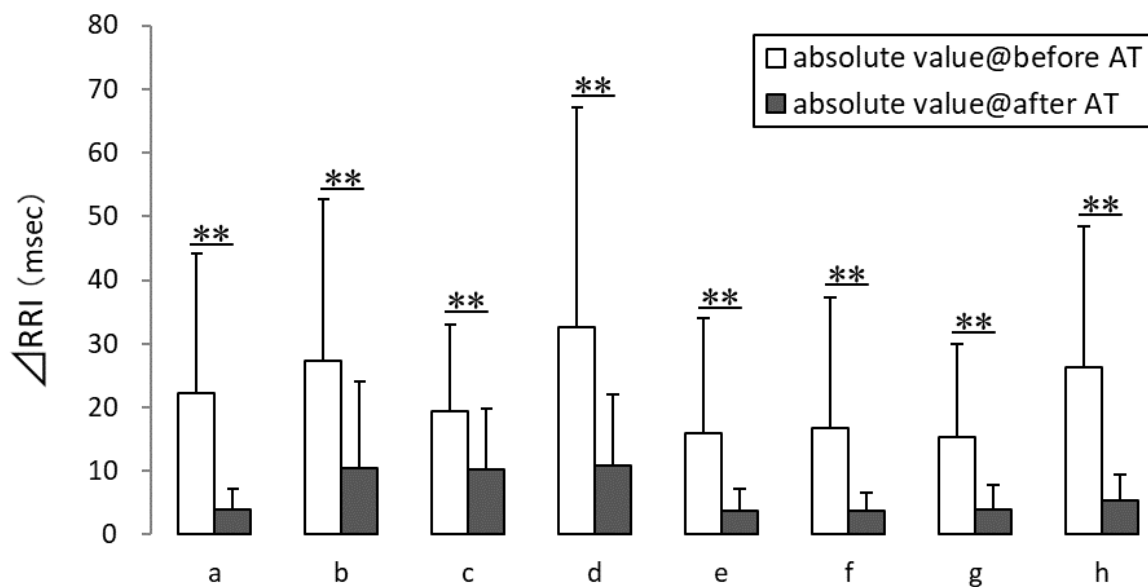


図 2.8 運動中における AT 前および AT 後の Δ RRI 絶対値

さらに、各被検者における安静時から運動終了までの HF の変化について、図 2.9 に示した。いずれの被検者においても、AT 前後において、HF の顕著な減衰が認められた。

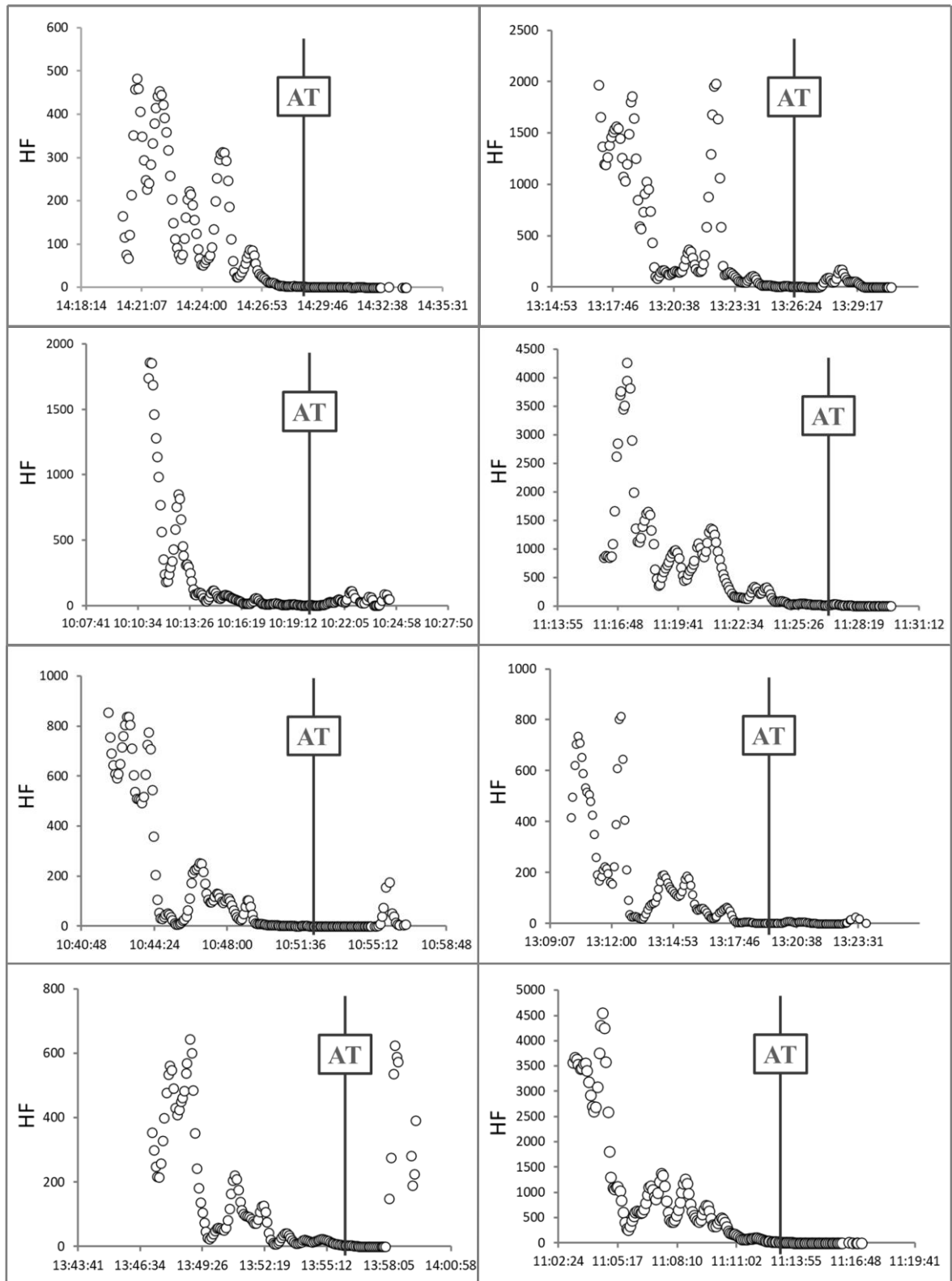


図 2.9 各被検者における安静時から運動終了までの HF の変化

2.4 考察

Wasserman は、運動継続によりガス交換に変化が起こることを報告し、その変化直前の運動強度もしくは酸素摂取量について AT と名付けた²⁸⁾。AT は有酸素性代謝の限界点として、健康づくりの運動実施や運動療法において、その有用性が確立されている。本研究における AT 時の HR の平均値は 146.8 ± 14.2 bpm であった (表 2.1)。一般的に AT は「 $220 - \text{年齢}$ 」で求められる最大心拍数の 60~70 %程度といわれており²⁹⁾、本研究の結果は若干高めではあるが、被検者が運動部に所属している学生競技者であることを考慮すると、妥当であると考えられる。また、AT 時の $\dot{V}O_2$ peak は 55.1 ± 2.6 %であり (表 2.1)、この値からも決定された AT 判定の妥当性がうかがえる。

本章では、より簡便で負担の少ない方法での至適運動強度同定を目指し、漸増負荷運動時における HRV 解析についてウェアラブル心拍計を用いて行った。その結果、いずれの被検者においても運動開始前の安静時には RRI の増減が大きく、負荷が増加するにしたがって変化の幅が減少し、しばらくすると数値自体が低下するという同様の傾向が認められた (図 2.6)。また、 Δ RRI は AT 以前の値では正・負ともに変化の幅が大きいが、AT を越えるとその幅は極めて小さく、0 に収束することが認められた (図 2.7)。

図 2.8 では、各被検者における運動中の Δ RRI 絶対値を AT 前と AT 後の 2 群に分けた平均値において、AT 前の値は 16~33 msec の範囲であり、AT 後の値 4~11 msec の範囲であり、いずれの被検者においても AT 前と比較して AT 後で有意な低値であった ($p < 0.01$)。

AT レベル以降の反応としては、交感神経系の過活動が生理学的背景にあると思われる。漸増運動負荷時では、スペクトル総エネルギーの指数関数的な減少が認められ、HF の周波数成分は呼気ガスから求めた換気性作業閾値

(Ventilatory Threshold; VT) と同時もしくは先行して完全に消失し, VT 前後において副交感神経系活動の顕著な減衰と相対的な交感神経活動指標 (LF/HF) の増加が認められたことが報告されている³¹⁾. 本研究においても, 各被検者における安静時から運動終了までの HF の変化をみると, いずれの被検者においても AT 前後において HF の顕著な減衰が認められ, 先行研究と類似した結果となった (図 2.9). 呼気ガス分析を用いた AT の決定は, 外的負荷に対する生体応答時間の影響があることも指摘されており, HRV を用いることによって, 生体への負荷をより鋭敏に判定できる可能性が示唆された.

2.5 まとめ

本章では, 安全で効果的な至適運動強度の新規同定法の可能性を検討するため, 漸増負荷運動時において, 運動中の呼気ガス分析と同時に HRV 解析を経時的に行い, 呼気ガス分析により決定された AT とその前後における HRV パラメータの変化について分析した. 結果は以下のとおりである.

- ① AT 時の HR の平均値は 146.8 ± 14.2 bpm, $\dot{V}O_2$ peak は 55.1 ± 2.6 % であり, 決定された AT は妥当であったと考えられる.
- ② 漸増負荷運動時の RRI は, いずれの被検者においても, 運動開始前の安静時には増減が大きく, 負荷が増加するにしたがって変化の幅が減少し, しばらくすると数値自体が低下した.
- ③ 運動開始前の安静時から運動終了までの Δ RRI について, 運動強度が低いと正・負ともに変化の幅が大きい, AT を超えるとその幅は極めて小さくなり, 0 に収束して安定した.
- ④ いずれの被検者においても, AT 前後において HF の顕著な減衰が認め

られ、その減衰は呼気ガス分析で決定された AT よりも先行して確認された。

以上のことから、運動中における経時的な HRV 解析の実施により、比較的簡便に AT に関連した至適運動強度を推定することが可能であると考えられ、その有用性が確認された。加えて Δ RRI 等を活用することで、個人に合わせた安全で効果的な至適運動強度の同定が可能となることが示唆された。表 2.1 からわかるように、日常定期的な運動を行っている被検者であっても AT 時の心拍数は個人差が大きい。そのため、HR よりも鋭敏に身体への刺激の程度を把握できる HRV を用いて対象者の運動強度を同定することには、たいへん大きな意義がある。

本章で得られた新しい知見である「 Δ RRI 絶対値の 1 分毎の平均が 10 msec 前後になること」などが、AT に関連した至適運動強度の同定に活用できると考えられる。なお、本研究で HRV 測定に用いたウェアラブル心拍センサは小型軽量であり、測定方法も簡便であるため、場所や使用者を選ばずに測定できる利点がある。今後は、RRI の変化の幅および数値の減少が運動の継続時間に依存するのか、強度に依存するのか等について、より多様な負荷様式を用いて検討し、自律神経系活動指標等についても詳細な分析を行うことで、より有用な HRV パラメータについて検討していく必要がある。

第3章 女性のHRVパラメータにおける年齢との関連とヨガレッスン 実施による自律神経系機能への影響：運動時HRV短時間測定の有 用性検討

3.1 はじめに

自律神経系は、交感神経系と副交感神経系の2つの神経系からなる循環を調節する因子であり、恒常性の維持に重要な役割を果たしている。交感神経系は「活動・緊張・ストレスの神経」、副交感神経系は「修復・休息・リラックスの神経」とも呼ばれる。これらは全身に広く分布し、様々な臓器を支配しており、相乗あるいは対立して様々なストレスに対する身体機能を調節している。

不規則な生活やストレス等により自律神経系のバランスが崩れると、様々な疾病にも影響することが知られている。先行研究では、自律神経系バランスの変化による心臓自律神経障害は不整脈や心筋梗塞のリスクを高める³²⁾ことや、統合失調症やうつ病性障害では副交感神経系の機能が低下すること^{33,34)}が報告されており、現代の様々な健康問題と関連の深い指標であると言える。さらに、HRVは年齢とともに減少し、その傾向は男性よりも女性に多く見られることも報告されており³⁵⁾、自律神経系機能障害は閉経期の女性の更年期症状にも関連があることが知られている³⁶⁾。したがって、自律神経系機能改善の効果がある運動は、女性の生涯にわたる健康の保持増進を考
える上でもたいへん重要であると言える。

これまでに、閉経後女性を対象とした6か月間の中・高強度の運動後に、副交感神経系活動が有意に増大すること³⁷⁾や、高齢者を対象とした30～50%強度の自転車運動後に交感神経系活動が有意に増加すること³⁸⁾が明らかとなっており、適切な運動実施により自律神経系活動を高め、良いバラ

ンスを維持できる可能性がある。

近年、健康志向の高まりにより、ヨガを実践する人が増加している。一般的な運動・スポーツ活動が動的（ダイナミック）な活動であることと比較すると、ヨガは静的（スタティック）な動作が多く、座位姿勢でも可能なことから、中高年者や運動経験のない者など体力に自信のない者でも取り組みやすい活動である。また、ヨガは呼吸法を重視した Mind-body practice であり、身体機能や睡眠の改善、生活の質（QOL）の向上などの効果が報告されている³⁹⁻⁴¹⁾。したがって、女性における QOL 向上、ひいては健康寿命の延伸に、リラクゼーション効果の高いヨガの実践は有効であると考えられる。

これまでに、瞑想状態のヨガ中に副交感神経系が増加することが報告されている^{42,43)}が、先行研究の多くは主に男性を対象とし、サンプルサイズも小さいことがレビューにより示されている⁴⁴⁾。女性を対象とした大規模なヨガ研究に関する文献は限られており、女性の自律神経系機能への影響についての科学的な立証は十分とは言い難い。

本章では、150名超の女性を対象に、HRVパラメータにおける年齢との関連を明らかにした上で、ヨガレッスン実施前後のHRV解析結果から、自律神経系機能に与える影響を明らかにすることにより、HRV短時間測定の有用性についての検討を行った。

3.2 方法

3.2.1 被検者

「ヨガライフスクールインサッポロ」においてレッスンを受講し、研究への参加の同意が得られた25歳から73歳の女性113名（年齢 45.4 ± 12.4 歳、身長 158.6 ± 5.5 cm、体重 51.2 ± 7.6 kg、BMI 20.3 ± 2.4 ）を対象とした。研

究への参加の同意は、文書と口頭により研究の目的・内容・方法、個人情報
の管理、研究へ参加することのリスク等を説明し、同意書にサインを得るこ
とによって行った。本研究は北海道教育大学研究倫理委員会の承認のもとに
実施した（承認番号：kenrin201411101）。また、同意書へのサイン後、対象
者の体格やヨガ歴などの基本的情報を得るために問診票の記載を依頼した。

さらに、HRV パラメータにおける年齢との関連を検討する必要から、18
歳から24歳の若年女性53名（年齢 20.5 ± 1.6 歳、身長 159.4 ± 5.9 cm、体重
 53.2 ± 6.7 kg、BMI 20.9 ± 2.1 ）を対象に、安静時自律神経系活動の測定のみ
を追加した。なお、若年女性の測定においても上記と同様に同意書を得てか
ら実験を実施した。

3.2.2 HRV パラメータの測定方法および自律神経系機能の評価

HRV パラメータの測定は、YKC 社製パルスアナライザープラスビュー
（TAS 9 VIEW, 図 3.1, 図 3.2）を用いた。TAS 9 VIEW は、指尖部から加速
度脈波を測定することによって、非侵襲的に簡便に自律神経系機能を定量化
することが可能であり、心拍測定範囲は 40-200 bpm, 心拍測定精度は ± 2 bpm,
脈波測定精度は $\pm 5\%$ とされている。末梢血管の容積の変化を脈波と捉え、
加速度脈波に変換し、脈波の波高の間隔から脈拍を抽出することで、その変
化の分析から自律神経系機能が分析できる。なお、指尖部脈波と心電図から
得られた自律神経系機能の測定については $r=0.9$ 以上と高い相関があるこ
とが確認されている¹¹⁾。本器の仕様により、サンプリング周波数は 1000 Hz,
測定時間は 2 分 30 秒、FFT 分解能は 300ms（3 回/秒）であった。FFT によ
り得られた周波数成分として 0.0033-0.04Hz を VLF（Very Low Frequency）,
0.04-0.15Hz を LF, 0.15-0.4Hz を HF とし、それらの値の合計を TP（Total



図 3.1 パルスアナライザープラスビュー（TAS 9 VIEW）



図 3.2 TAS 9 VIEW による測定画面

Power) とした。また、信頼度である CF 値が 95 以下のデータは分析から除外した。なお、自律神経系機能の評価には、データを正規分布化するため、対数変換した LnLF, LnHF, 総自律神経系活動値として LnTP および交感神経系と副交感神経系のバランス指標として Ln(LF/HF) を変数として用いた。

3.2.3 ヨガレッスン時の実験プロトコル

ヨガレッスンは呼吸法, 姿勢, 瞑想から構成された 90~120 分間のプログラムであり, インストラクターによる指導のもとで行った。なお, レッスンを担当したインストラクターは 6 名であり, 年齢は 40.7 ± 7.5 歳, 指導歴は 5.2 ± 3.5 年であった。ヨガ実施前後の安静時において, 被検者の自律神経系機能の測定を上記の方法で実施した。なお, 当日の体調や食事状況等に関する質問紙への記載を依頼し, 主観的疲労度 (Visual Analog Scale; VAS) についてもヨガ実施前後に回答させた。VAS は, 自己申告による疲労度の評価尺度であり, 疲れを全く感じない最良の状態を 0 mm (左端), 何もできないほど疲れ切った最悪の状態を 100 mm (右端) とし, 自身の疲労度を手書きでマークさせることにより評価した。

3.2.4 統計処理

得られたデータはすべて平均値 \pm 標準偏差で表した。2 群間の平均値の比較には対応のない t 検定を, 3 群以上の平均値の比較には一元配置の分散分析を行い, 有意差が認められた場合には適宜 post hoc test を行った。2 変数間の相関関係の検討は, ピアソン積立相関分析を用いた。なお, いずれも有意水準は p 値が 5%未満とし, 5~10%を傾向があると判断した。

3.3 結果

3.3.1 HRV パラメータにおける年齢との関連

HRV パラメータにおける年齢との関連を検討するため、18 歳から 73 歳までの女性 166 名（年齢 37.5 ± 15.5 歳，身長 158.8 ± 4.5 cm，体重 51.9 ± 6.4 kg，BMI 20.5 ± 2.0 ）を対象に各指標の相関分析を行った（図 3.3）。LnTP，LnLF および LnHF は，年齢が高いほど値が低くなる有意な負の相関関係が認められた（ $p < 0.01$ ）。一方，Ln(LF/HF) には，年齢との相関関係は認められなかった。

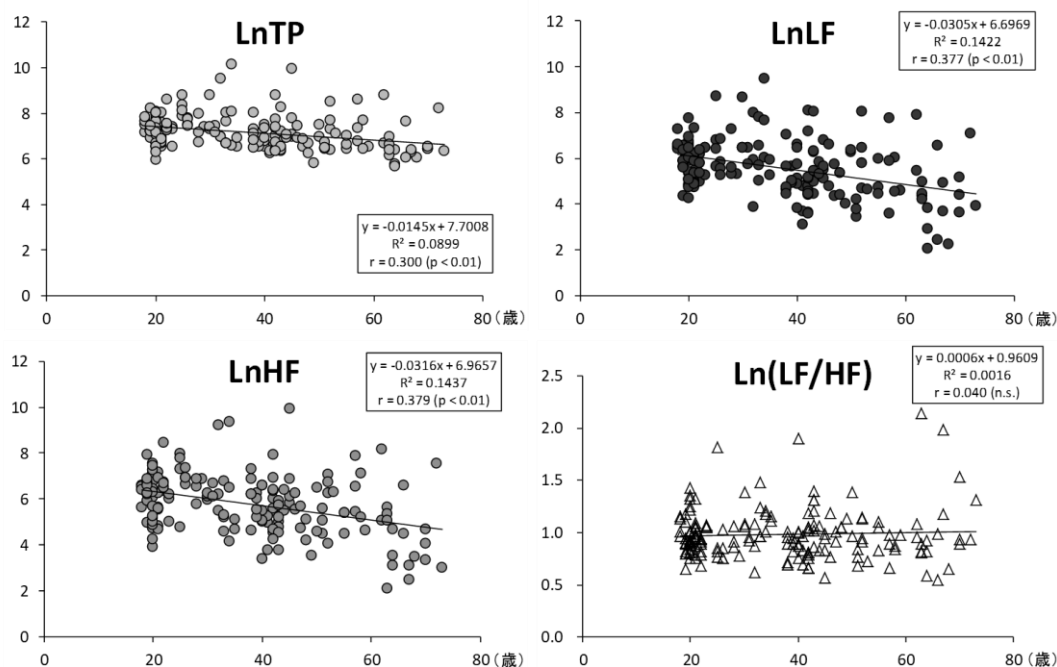


図 3.3 LnTP, LnLF, LnHF および Ln(LF/HF) における年齢との関連

3.3.2 ヨガレッスン参加者の特性および年代別の安静時 HRV データ

ヨガレッスン参加者の特性について、年齢は 20 代が 10 名、30 代が 26 名、40 代が 39 名、50 代が 19 名、60 歳以上が 19 名であった。ヨガ歴については、2 年未満が 16 名、2 年以上 3 年未満が 16 名、3 年以上 4 年未満が 20 名、4 年以上 5 年未満が 14 名、5 年以上 6 年未満が 30 名、6 年以上が 17 名であった。現在のヨガ実施頻度は、週 1 回未満が 24 名、週 1 回程度が 50 名、週 2 回程度が 23 名、週 3 回以上が 18 名であった。

各年代別の身体特性および安静時 HRV データを表 3.1 に示した。LnTP および LnLF は、20 代および 30 代と比較して 60 歳以上で有意な低値を、LnHF は、20 代と比較して 40 代で、他の群と比較して 60 歳以上で有意な低値を示した。

表 3.1 各年代別の身体特性および安静時 HRV データ

Variables	20-29y (n=10)	30-39y (n=26)	40-49y (n=39)	50-59y (n=19)	≥ 60y (n=19)
Age (years)	26.6 ± 1.5	34.5 ± 3.2	43.2 ± 2.5	53.9 ± 3.0	66.2 ± 3.5
Height (cm)	163.5 ± 3.2	158.6 ± 4.9	160.1 ± 4.9	157.4 ± 6.2	154.1 ± 4.1
Weight (kg)	59.7 ± 9.3	50.7 ± 8.2	52.5 ± 5.5	51.0 ± 5.9	45.0 ± 6.3
BMI (kg/m ²)	22.3 ± 2.9	20.0 ± 2.3	20.5 ± 2.2	20.6 ± 2.2	18.9 ± 2.4
HR (bpm)	68.0 ± 10.9	68.5 ± 6.6	71.4 ± 8.3	67.5 ± 5.0	71.5 ± 9.5
LnTP	7.7 ± 0.5	7.4 ± 0.9	7.0 ± 0.8	7.1 ± 0.7	6.6 ± 0.8 **#
LnLF	6.0 ± 0.7	6.1 ± 1.4	5.3 ± 1.2	5.3 ± 1.3	4.4 ± 1.6 ***
LnHF	7.0 ± 0.6	6.1 ± 1.2	5.5 ± 1.2 *	5.7 ± 1.1	4.5 ± 1.7 **##‡
Ln(LF/HF)	0.9 ± 0.1	1.0 ± 0.2	1.0 ± 0.2	0.9 ± 0.2	1.1 ± 0.4

All variables are presented mean ± SD. BMI; body-mass index.

** : p<0.01 (vs 20-29y), * : p<0.05 (vs 20-29y), ## : p<0.01 (vs 30-39y), # : p<0.05 (vs 30-39y), § : p<0.05 (vs 40-49y), † : p<0.05 (vs 50-59y)

3.3.3 ヨガ実施前後における自律神経系活動および主観的疲労度の変化

ヨガ実施前後における安静時心拍数および VAS の変化について図 3.4 に示した。心拍数はヨガ実施前 69.9 ± 8.0 bpm からヨガ実施後 66.8 ± 8.3 bpm へと有意な低下 ($p < 0.001$) が認められた。VAS も同様に、実施前 47.4 ± 20.5 % から実施後 31.4 ± 21.1 % に有意に低下した ($p < 0.01$)。また、ヨガ実施前後における自律神経系活動の変化について図 3.5 に示した。LnTP は実施前の 7.09 ± 0.82 と比較して実施後には 7.27 ± 0.80 へと有意な増加 ($p < 0.001$) を示した。同様に、LnLF は実施前 5.38 ± 1.38 から実施後 5.72 ± 1.51 ($p < 0.001$) へと、Ln(LF/HF) は実施前 0.98 ± 0.26 から実施後 1.04 ± 0.28 へと有意な増加 ($p < 0.05$) が認められた。LnHF は実施前 5.63 ± 1.40 、実施後 5.64 ± 1.26 であり、実施前後で有意な変化が認められなかった。

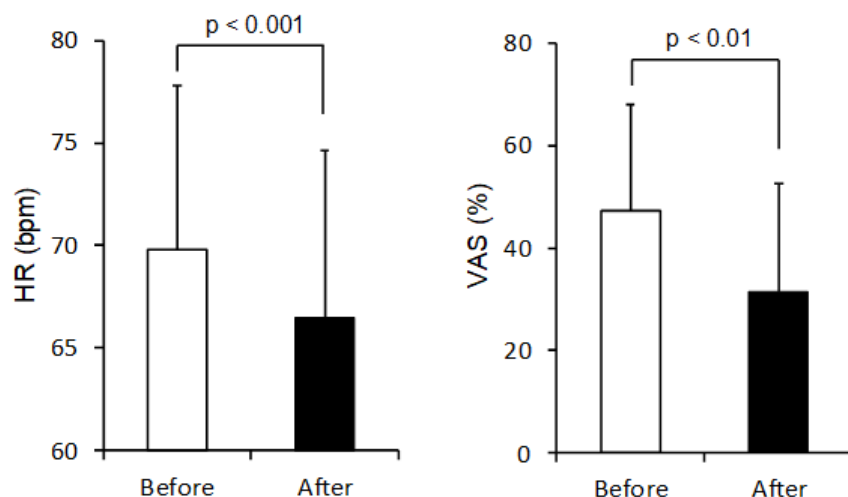


図 3.4 ヨガ実施前後の安静時心拍数および VAS の変化

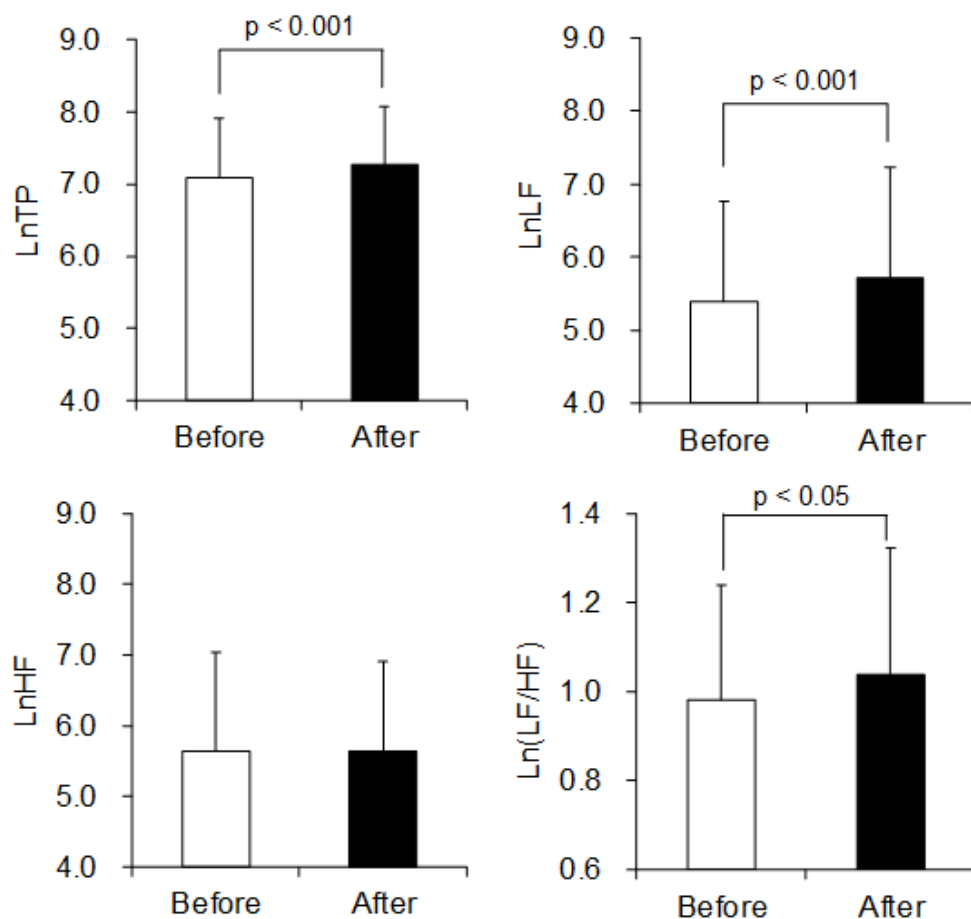


図 3.5 ヨガ実施前後における自律神経系活動の変化

3.3.4 各年齢層におけるヨガ実施前後の自律神経系活動の変化

各年齢層におけるヨガ実施前後の自律神経系活動の変化について図 3.6 に示した。LnTP および LnLF の値は、20 代 ($p < 0.05$) および 40 代で、ヨガ実施前と比較して実施後に有意な増加が認められた ($p < 0.01$)。LnHF の値は、60 歳以上でヨガ実施前と比較して実施後に増加する傾向が認められた ($p < 0.1$)。Ln(LF/HF) の値は、40 代でヨガ実施前と比較して運動後に有意な増加が ($p < 0.05$)、30 代で実施後に増加する傾向が認められた ($p < 0.1$)。

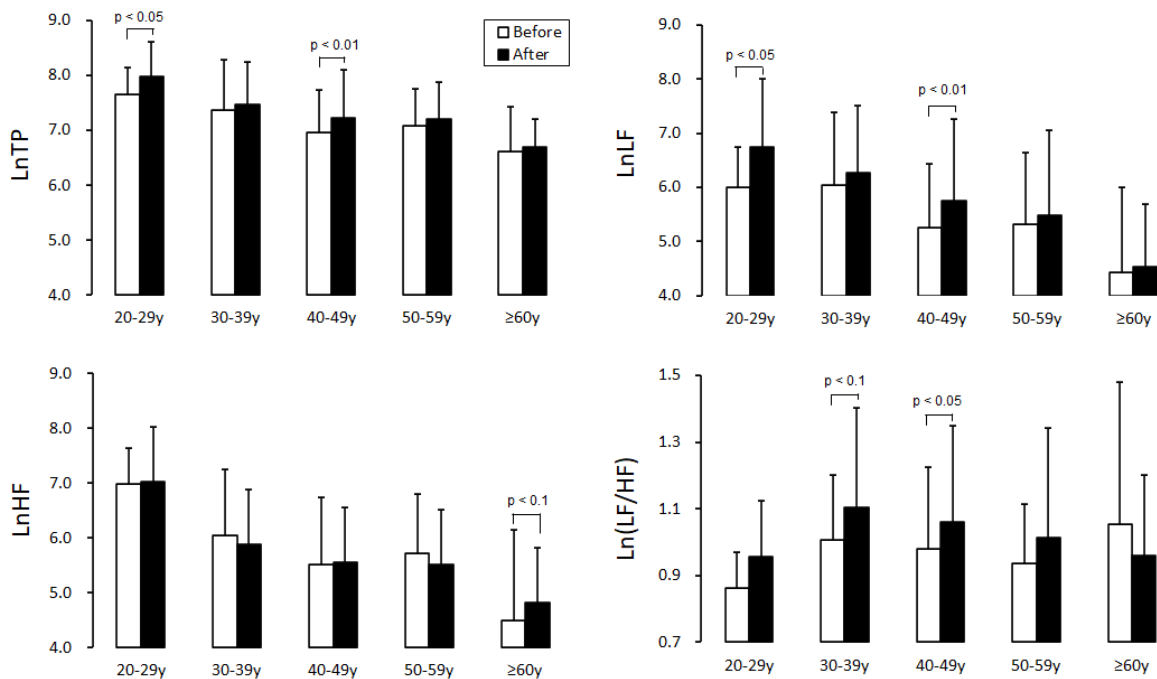
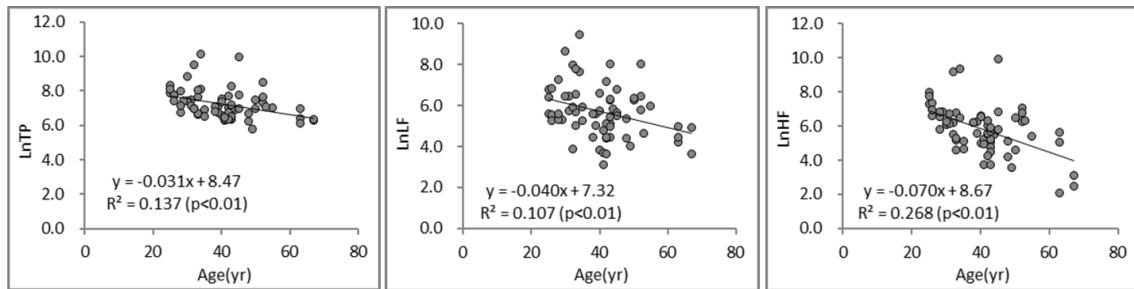


図 3.6 各年齢層におけるヨガ実施前後の自律神経系活動の変化

3.3.5 安静時の自律神経系機能の年齢による低下へのヨガ歴の影響

3.3.1 において年齢と負の相関関係が認められた LnTP, LnLF および LnHF について, ヨガ歴による影響を検討するため, ヨガ歴が 5 年以上であるか否かの 2 群に分け, 各パラメータを比較した (図 3.7). その結果, ヨガ歴が 5 年未満の群では, 3.3.1 の結果と同様に各パラメータにおいて, 年齢とともに低下する有意な負の相関関係が認められた一方で, ヨガ歴が 5 年以上の群では, 各パラメータと年齢との間に有意な相関関係は認められなかった.

Less than 5 years of yoga experience (n=66)



More than 5 years of yoga experience (n=47)

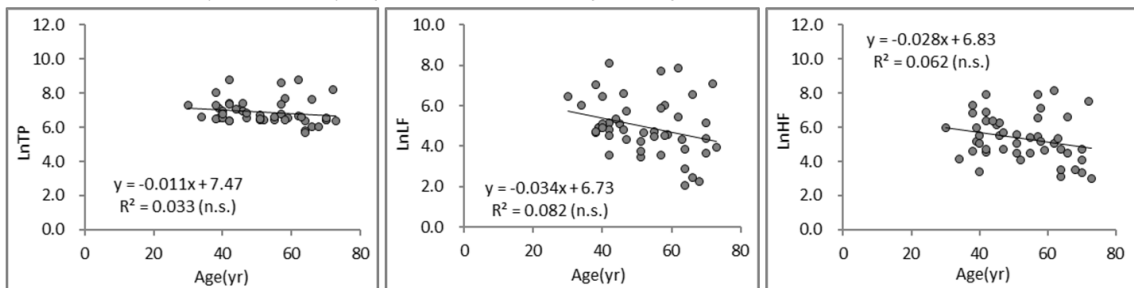


図 3.7 安静時の自律神経系機能の年齢による低下へのヨガ歴の影響

3.4 考察

本章では、HRV パラメータにおける年齢との関連を明らかにした上で、ヨガレッスン実施前後の HRV 解析結果より、自律神経系機能に与える影響を明らかにすることにより、運動時における HRV 短時間測定の有用性について検討した。

まず、HRV パラメータにおける年齢との関連について、LnTP、LnLF および LnHF は年齢が高くなるとともに値が低下する有意な負の相関関係が認められた（図 3.3）。このことから、女性においては、年齢を重ねるごとに交感神経系機能、副交感神経系機能のどちらも低下し、自律神経系活動値が低下する可能性が示唆された。

これまでにも、自律神経系機能は年齢とともに減少し、女性は男性よりも変動が大きいことが示唆されている^{45,46)}。さらに、自律神経系機能の減衰は

抑うつ症状に関連し⁴⁷⁾、副交感神経系機能の低下が冠動脈性心疾患や突然死の重要な危険因子であることが明らかとなっている^{15,45)}。Meersman and Stein は、副交感神経系の加齢に伴う減少を遅らせるために、身体活動量を改善または維持する必要があることを示唆した⁴⁸⁾。したがって、自律神経系機能に着目した場合、中高齢女性にとっては LnTP、LnLF および LnHF のいずれの活動値も増加させることができる運動が望ましいと考えられる。

ヨガレッスン実施前後の HRV 解析結果より、LnLF および LnTP はヨガ実施前と比較して実施後に有意な増加が認められたが、LnHF には変化が認められなかった (図 3.5)。一方で、安静時心拍数および VAS は実施前と比較して実施後で有意に減少した (図 3.4)。VAS は、前述の通り、横線上の両端を「疲れを全く感じない」(0 mm) と「何もできないほど疲れ切った状態」(100 mm) として、その線上の被検者が選んだ点の位置を確認し、疲労の程度を評価する方法である。VAS の有意な減少は、ヨガ実施によって被検者の主観的疲労感が軽減したことを意味している。安静時心拍数もヨガ実施後に減少していることから、ヨガの実施により被検者のリラックス度が高まり、疲労感が軽減したことが明らかとなった。しかしながら、安静時心拍数の減少に関与していると考えられる副交感神経系活動の指標である LnHF はヨガ実施前後で変化が認められなかった。

そこで、各年齢層におけるヨガ実施前後の自律神経系活動の変化について検討したところ、60 歳以上では LnHF においてもヨガ実施前と比較して実施後に増加する傾向が認められた ($p < 0.1$, 図 3.6)。60 歳以上では、表 3.1 に示すように、他の年齢層と比較して安静時における LnHF が有意に低い結果であったことから、自律神経系機能の低下リスクが高い高齢者においては、ヨガを実施することで副交感神経系機能を改善できる可能性が示唆された。

これまでも、ヨガ実施による副交感神経系活動の亢進についての報告は多くある。Bowman et al. は高齢の男性および女性を対象に 90 分間のヨガを週 2 回、6 週間実施し、副交感神経系の α -index が実施後に有意に増加したこと⁴⁹⁾を、Markil et al. は 20 名の男女を対象にハタヨガを実施し、実施後の副交感神経系活動が有意に増加したこと⁵⁰⁾を報告している。一方で、心拍数や不安感などが低下したにもかかわらず、副交感神経系の指標には変化がなかったとする研究も複数報告されている^{51,52)}。

そこで、本実験における副交感神経系活動への影響をより詳細に検討するため、各被検者におけるヨガ実施前後の自律神経系活動値の変化量 (Δ) を検討した (図 3.8)。その結果、被検者の半数以上で副交感神経系活動値にも増加が認められた。したがって、ヨガ実施前後の交感神経系および副交感神経系活動値の変化には個人差があることが推察される。

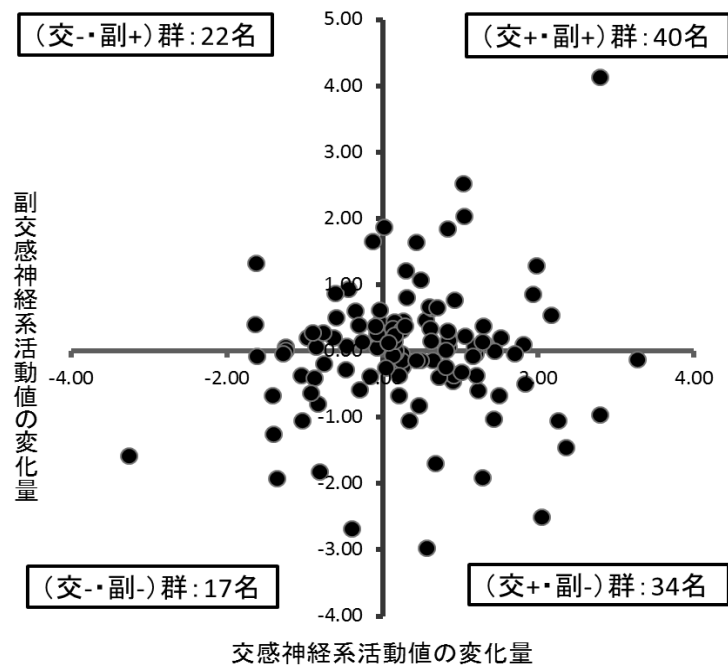


図 3.8 ヨガ実施前後の交感神経系活動値と副交感神経系活動値の変化量

さらに、LnHF および LnLF の変化量が 1 以上の者と -1 以下の者およびそれ以外の者を 3 群に分け、それぞれの実施前の値について検討した結果を図 3.9 に示した。群別にみると、実施前の LnHF の値は、変化量が 1 以上の群が他の 2 群よりも有意に低く、変化量が -1 以下の群は他の 2 群よりも有意に高いことが明らかとなった。これは、副交感神経系がヨガ実施前に低い被検者は実施後に増加し、高い被検者は低下するという変化を示しており、LnLF においてもほぼ同様の結果が得られた (図 3.9)。

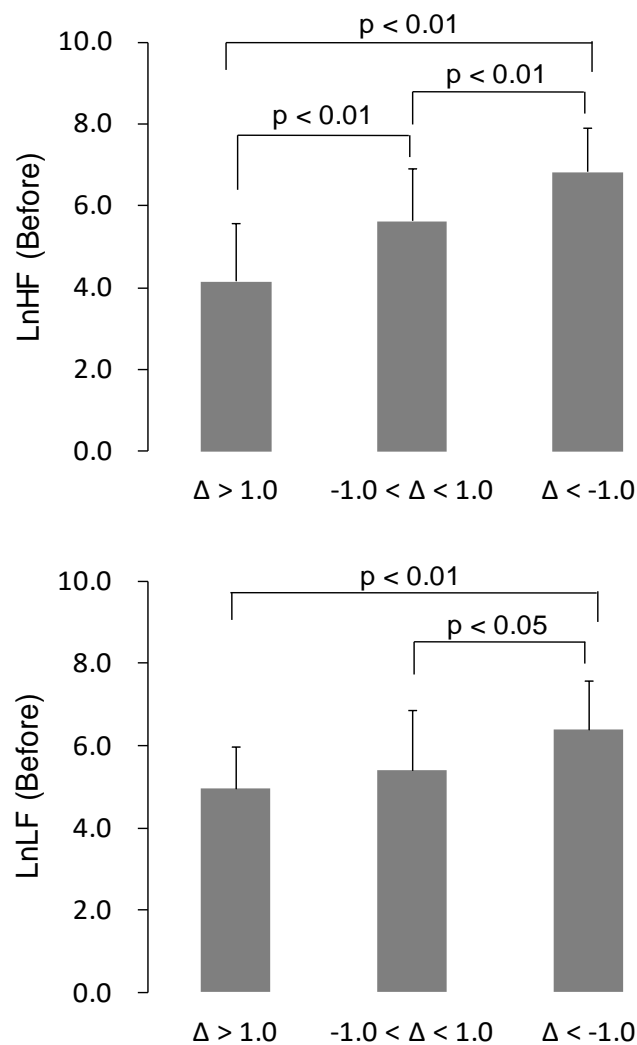


図 3.9 LnHF および LnLF における変化量群別のヨガ実施前の値

これらの結果は、ヨガ実施前の自律神経系活動の高低が、実施後の交感神経系および副交感神経系活動値の変化量（ Δ ）に個人差をもたらす一要因であることを示しており、ヨガの実施は自律神経系機能をバランスよく整える効果がある可能性を示唆している。

次に、被検者のヨガ歴と自律神経系機能の関連についても検討を加えた。ヨガ歴が5年以上の者と5年未満の者に分けて安静時の自律神経系活動を比較したところ、ヨガ歴が5年以上の群のみ、図3.3でみられた自律神経系活動の年齢が高くなるほど低値となる負の相関関係が認められなかった（図3.7）。したがって、ヨガを継続的に実施することにより、加齢に伴う自律神経系機能の低下を抑制できる可能性が考えられる。Mocanu et al. は、ヨガの経験年数が感情的反応性の尺度に影響を与え、経験年数が長いほど、ネガティブな写真を見たときの呼吸数が少なくなることを報告している⁵³⁾。これは、ヨガ歴が長くなるほど、感情調節能力が高まり、よりリラックスした状態またはマインドフルな状態を保持できる可能性があることを示しており、加齢による自律神経系とくに副交感神経系における機能低下を抑制する一因になるかもしれない。

本研究の限界として、ヨガ実施後の自律神経系の測定がヨガレッスン終了直後であったため、その後の影響については評価できていない点が挙げられる。効果の継続性を検討するためには、1時間後から数時間後の測定を加えて実施し、検討することが必要である。また、日常的なヨガレッスン参加者が対象となったため、サンプリングに偏りが生じた可能性は否定できない。ヨガを実践している人は、運動不足な人よりも普段から自分の健康を意識する傾向があると思われる。したがって、この結果を引き起こしたのがヨガの介入だけであったかどうかを確実に判断することはできない。サンプリング

バイアスの影響の少ないデータを取得するためには、日常定期的に運動を行っていない人を対象に含める必要がある。さらに、日頃から指導を行っているインストラクター6名に、被検者の特徴について調査したところ、交感神経系も副交感神経系も増加している群は「性格的に前向きな方が多い」「ヨガや食事などに対する興味・関心が高い」、交感神経系も副交感神経系も減少している群は「体の柔軟性が低い」「頑張りすぎる・力みすぎる」等の特徴が挙げられた。これらのことから、個人の性格やヨガに対する意識なども自律神経系活動の変化に影響を与える要因となる可能性があり、今後のさらなる検討が必要である。

3.5 まとめ

本章では、HRV パラメータにおける年齢との関連を明らかにした上で、女性を対象としたヨガレッスン実施の効果について、自律神経系活動の変化を中心に検討を行った。結果は以下の通りである。

1. 女性において、自律神経系活動の指標である LnTP, LnLF および LnHF は年齢とともに低下する有意な負の相関関係が認められた。
2. 女性において、90～120 分間程度のヨガレッスンを実施することは、疲労感を軽減させ、自律神経系活動について交感神経系を中心に高められる効果が認められた。
3. 交感神経系および副交感神経系活動値の変化量には個人差があり、被検者の半数以上で副交感神経系活動にも増加が認められ、実施前の活動値が低い者は増加し、高い者は減少する変化が認められた。
4. ヨガ実施前後の LnHF の変化について年代別の検討を行ったところ、自律神経系機能の低下リスクが高い 60 歳以上においては実施後に増加す

る傾向が認められた。

5. ヨガ歴が5年以上の群のみ、安静時の自律神経系活動と年齢との負の相関関係が認められなかった。

以上のことから、女性において90～120分間のヨガレッスンを実施することは、自律神経系活動をバランスよく整えられる可能性が示唆された。また、ヨガは継続的に実施することにより、加齢に伴う自律神経系活動の低下を抑制できる可能性が示唆された。

本研究により、一過性運動時におけるHRV短時間測定を用いた自律神経系機能評価から、多くの有意義な結果が明らかとなった。加速度脈波計を用いたHRV測定は、短時間で簡便に計測できるため、手軽さや負担の少なさからもたいへん有用な手法であると思われる。

第4章 スキー・レーシング・パフォーマンス評価支援システムの 基盤計測技術の開発：運動時 HRV リアルタイム測定を活用した システム構築

4.1 はじめに

スキー競技に限らず、あらゆるスポーツ競技において、そのパフォーマンスの向上には技術、体力、メンタルの3つの要素が重要で、それぞれの要素の向上が必要不可欠であることは想像に易しい。そのため、多くのスポーツ種目を対象に、技術、体力、メンタルの3つの側面からの研究・アプローチがなされている。アルペンスキー競技の場合も同様で、例えば技術的な側面については、廣瀬らが加速度センサとジャイロセンサから成るセンサフュージョンシステムを開発し、アルペンスキー競技者の技術評価・究明に成果を上げている^{54,55)}。また、三浦ら⁵⁶⁾、近藤と竹田⁵⁷⁾は画像解析手法を用い、ワールドカップ等の実際の競技における技術評価を行っている等、数多くの研究が行われている。体力的側面については、塩野谷らが長野オリンピック出場選手を含む、ジュニアアルペンスキー競技選手の無酸素性能力と競技成績の有意な関係について報告している⁵⁸⁾。また、山田らは実際の競技中の生体負担度を最大心拍数との比率から報告している⁵⁹⁾。近年では、星野らがBoscoテストを改良したスクワットジャンプテストを用いて、一流アルペンスキー選手の体力評価をカー速度関係から行っている⁶⁰⁾。さらに、メンタル的側面についても様々な視点からの研究・アプローチがなされ、例えば平田は大学女子アルペンスキー選手のメンタルトレーニングの効果・効用について実践報告している⁶¹⁾。

このように、競技パフォーマンスに関係する3つの要素へのアプローチは多岐多様に行われているが、これらの要素を統一的に把握・検討しようとする

る試みは行われていない。技術へのアプローチはスポーツ工学，バイオメカニクス，コーチング科学者が，体力へのアプローチは運動生理学やトレーニング科学者が，そしてメンタルへのアプローチはスポーツ心理学者が，それぞれの分野毎に行っているのがほとんどである。しかしながら，スポーツ競技はこれら3つの要素を総合的に把握しなければ，真のパフォーマンスの向上は望めない。したがって，そのためには3つの要素を総合的に把握・評価する技術が必要となる。さらにその技術は，例えば三次元動作解析のように，トレーニングのみならず，実際の競技場面でも対応できることが望ましい。

そこで本章では，アルペンスキー競技に必要な技術，体力，メンタル評価のため，機械力学情報と HRV リアルタイム測定を活用したヒト生理情報の同期・並列計測によるスキー・レーシング・パフォーマンス評価支援システム（以下，SRP 支援システム）の基盤技術の開発を目的とし，将来的にシステムの市販が可能となるコンセプト設計（システム・デザイン）を行うものである。さらに，本章の結果に基づき，多様な計測方法（機器）が存在する HRV を含めた統一的な計測・解析システムのコンセプト提案を行うことを目指す。

4.2 SRP 支援システムの概要

4.2.1 SRP 支援システムの構成と計測の概要

図 4.1 は，SRP 支援システムの概要，図 4.2 は計測部のデータロガーについてまとめたものである。システムは，前述のように機械力学情報とヒト生理情報を同期・並列計測し，スキー・レーシング・パフォーマンスに有効となる情報を，選手・コーチにフィードバックしようとするものである。計測システムは，多用途生体情報計測システム POLYMATE（デジテックス研究

所社製, AP1000) を基盤として構築した。POLYMATE に専用の電源バッテリーを搭載し, PC カードに計測信号を記録するデータロガーとして使用した。

POLYMATE は生体計測システムのため, 機械力学情報の計測には, 別途機械力学信号用アンプ (PIEZOTRONICS 社製, 整流器 SIGNAL CONDITIONER MODEL480E09) を接続し, 加速度や力覚の機械力学情報計測を可能なシステムとした (図 4.2)。なお, 機械力学情報として加速度の計測を行った。計測時サンプリング周波数は 2000 Hz とし, POLYMATE に挿入した PC カード (PC カードアダプタと CF カードメモリ) に計測データを記録した。PC カードは計測終了後に回収し, 解析用 PC にデータを取り込み, 多用途生体情報解析システム BIMUTAS II を用いてデータ解析を行った。

本研究における計測部の構成 (測定項目) は, 機械力学情報として加速度計 (PIEZOTRONICS 社製, セラミックセンサ 352B10) をスキー板の 2 か所に貼付し, スキー板鉛直方向ならびにスキー板長軸に対して直交方向の加速度信号を検出可能とした (図 4.1)。機械力学情報として, 加速度に限定した理由は, これまで先行研究として Shionoya et al. がスキー板に模擬的に高周波数成分を与えると滑走速度, 動摩擦係数が低下することを報告していること⁶²⁾, スキー回転時スキー板をずらさないカービングターンでは, 200 Hz 以上の周波数が観測されるが, ターン時にスキー板がずれるスキッドターンでは, 200 Hz 以上の振動周波数が認められないことを報告している点⁶³⁾に着目したためである。将来的には, 力覚や速度情報といった他の機械力学信号についても搭載していく必要があり, これらについては今後の課題とする。

ヒト生理情報は, データロガーとして使用する POLYMATE 本来の計測機能を用い, 筋電図 (Electro-myogram; EMG) および心電図 (Electrocardiogram; ECG) を計測した (図 4.1)。以上, 計測部の構成は, トレーニン

グだけでなく実際の競技場面でも対応できることを考慮して 500~700 g と軽量化した。

なお，SRP 支援システムは塩野谷らが報告する機械力学振動およびヒト EMG 同時計測システム⁶⁴⁾の機能を発展させ，スキー・レーシング・パフォーマンスに必要となる 3 つの要素の評価を可能としたものである。

4.2.2 SRP 支援システムにおける解析の概要

前述のように，計測したデータを記録した PC カードを計測終了後に回収し，解析用 PC にデータを取り込み，BIMUTAS II を用いてデータ解析を行った。BIMUTAS II は本来，生体情報解析システムとして用いられるが，後述する周波数解析等は機械力学信号にも対応可能である。解析の概要は，以下の通りである。

機械力学情報として計測した加速度信号は，全波整流し，積分化して積分筋電 (iEMG) を求めるとともに，高速フーリエ変換 (Fast Fourier Transform; FFT) し，各周波数成分のパワースペクトルを算出した。スキー実滑走時の振動では，データを 0.5 [sec] 毎に分割し，ハミング窓を適用した後 FFT 解析した。

ヒト生理情報として計測した EMG は，加速度信号と同様に FFT によりパワースペクトルを算出し，それに基づき平均周波数 (Mean Power Frequency; MPF) を算出した。FFT はデータを 0.5 sec 毎に分割し，不足点数はゼロ埋めとした。また，MPF は以下の式 (1) を用いて計算した。

$$MPF(n) = \frac{\int_{f_l}^{f_h} f \cdot W(f, n) df}{\int_{f_l}^{f_h} W(f, n) df} \quad (1)$$

n はサンプリング間隔, f は周波数, h は最大周波数, l は最小周波数である. MPF はスペクトル分布の重心となり, スペクトル全体が低周波に変化すると MPF は小さくなる. この指標は筋疲労すると低下する傾向のあることが報告されている⁶⁵⁾. また, iEMG はヒトの筋出力と線形性を持つことが報告されている⁶⁴⁾.

なお, 以上の機械力学・ヒト生理情報の同期・並列計測ならびに処理条件・設定は参考文献⁶⁴⁻⁶⁶⁾に基づき, いずれの情報に係る設定も, 可変可能で処理データによって変更を行った.

次に, ヒト生理情報として計測した ECG は, 単位時間当たりの R 波数から心拍数を求めるとともに, R-R 間隔の時系列変動の周波数解析より変動周期がおおよそ 6 から 24 秒となる 0.04~0.15 Hz の低周波成分 (Low Frequency; LF) と変動周期が 2.4 から 6 秒となる 0.15~0.4 Hz の高周波成分 (High Frequency; HF) を算出した. 本研究において, 体力的およびメンタル的側面のパフォーマンス評価は, これらの解析に基づいて行った.

4.3 方法

実験は, 2016 年に N 市で行われた大回転競技会で行った (図 4.3). この競技会は, 2 本の合計タイムによって順位を決定している. コース全長は約 800 m, 旗門数は 26 旗門であった. なお, 被検者は, SIA (日本プロスキー教師協会) のインストラクター資格を有する上級スキーヤー 1 名であった. 被検者は SRP 支援システムを装着し, 公式前走および後走として競技会に参加した. 前走および後走は, コースセットの適正を評価する重要な役割を負う.



図 4.3 実験コース

また、前走を含めすべての競技参加者は自身および役員、観客が危険に曝される行為を禁止されている。SRP 支援システムは軽量であり、スキー滑走に支障を来すことがないという判断のもと、大会ジュリーから前走および後走としての滑走を許可された。なお、被検者は競技会において 3 本のスキー滑走を行い、以下 1 本目（前走）、2 本目（2 本目前走）、3 本目（後走）と表記する。

前述のように機械力学情報として、加速度計をスキー板の 2 か所に貼付し、スキー滑走中のスキー板鉛直方向ならびにスキー板長軸に対して直交方向の加速度信号を検出した。また、ヒト生理情報として、スキー滑走中の胸部誘導による ECG、ならびに大腿四頭筋、大腿二頭筋、腓腹筋、前脛骨筋の 4 筋から EMG を導出した。これらの計測データの解析は、BIMUTAS II を用

いて行った。

なお、本研究では競技会での実走実験のエビデンスのため、システムを使用した実験を同一被検者において一般ゲレンデ（自由滑走）でも行った。あわせて、被検者には事前に運動負荷試験を実施し、呼吸代謝測定から AT を算出した。その結果、被検者の AT は心拍数換算で 114.3 bpm であった。

4.4 結果および考察

4.4.1 機械力学情報とヒト生理情報の同期・並列計測の意義

図 4.4 は、SRP 支援システムの出カ一例を示している。上から大腿四頭筋、大腿二頭筋、腓腹筋、前脛骨筋 4 筋の EMG 生波形、スキー板鉛直方向ならびにスキー板長軸に直行方向の加速度波形、ECG 生波形を示している。

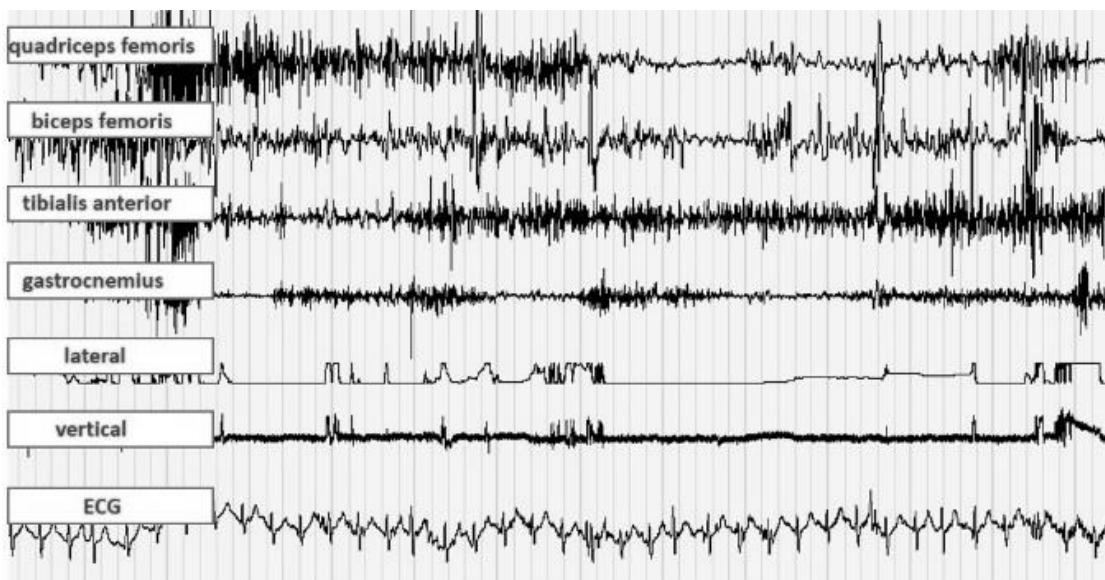


図 4.4 SRP 支援システムの出カ一例

機械力学情報とヒト生理情報の同期・並列計測の意義について、図 4.5 にひとつの事例を示した。図は、左脚の iEMG とスキー板鉛直方向の 1 次振動のパワーの関係を示している。また、横軸は時間、縦帯はスキーターン前半と後半（最大傾斜線通過後）、帯間（白い部分）はスキー板の切り替えを示している。この図からは、左脚が谷足の際、スキー板に荷重を行うのに同期してスキー板の振動が惹起され、ターンの切り替え後、左脚が山足になるとスキー板の振動も減少していることがわかる。すなわち、スキー荷重がヒトの筋出力と同期的にスキー板の振動が起こっていることが示唆された。また、iEMG の大きさと振動のパワーが同期的に変化していることもわかる。

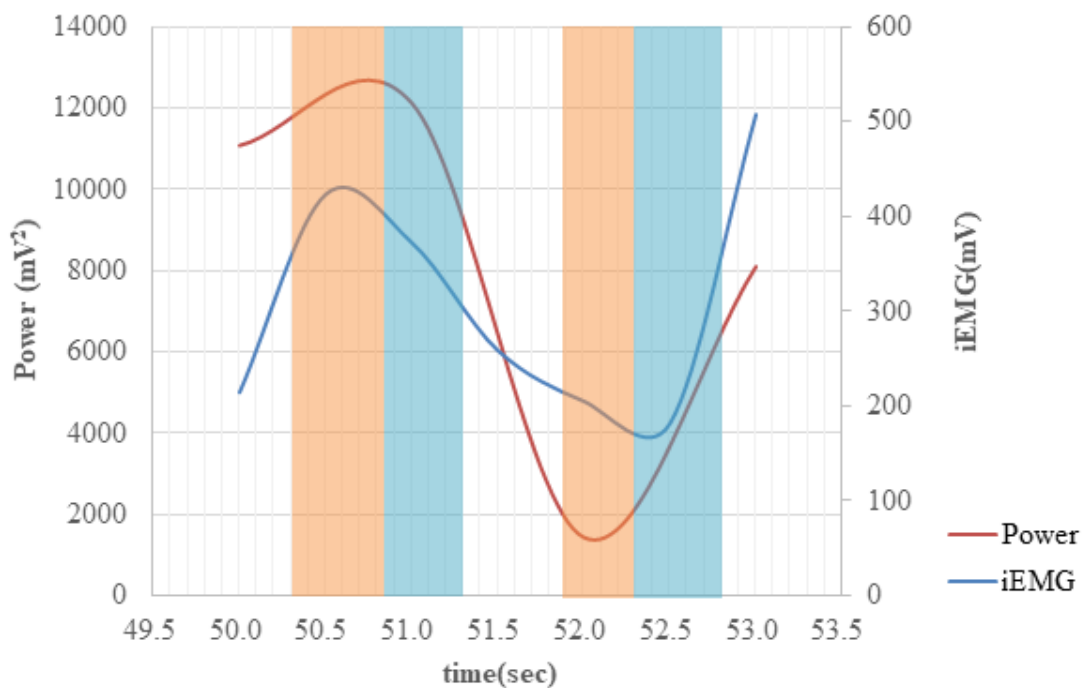


図 4.5 iEMG とスキー板鉛直方向の 1 次振動のパワーの関係

iEMG はヒトの筋出力と比例することが知られる⁶⁶⁾ ため、強いスキー荷重がスキー板の大きな振動につながることを示唆される。スキー滑走時の動摩擦係数 (μ_k) は、

$$\mu_k = \mu_0 + \frac{C \cdot S \cdot V}{F} \quad (2)$$

で表される⁶⁷⁾。但し μ_k は動摩擦係数、 μ_0 は含水率 0 % のときの動摩擦係数、 C は粘性係数、 S は投影面積、 V は速度、 F はスキー板鉛直方向の力 (スキー板への荷重) である。摩擦係数はスキー滑走に大きな影響のある物理量であるため、スキー荷重が生理情報から得られる筋出力に比例することを考えると、SRP 支援システムからの情報はそのときどきの滑走状態を把握する上で重要と考えられ、機械力学情報とヒト生理情報の同期・並列計測を行うことの大きな意義と考えられる。しかし、シミュレーションに頼らざるを得ないスキー滑走時の動摩擦係数⁶⁸⁾ を理解していく上では、力覚や速度計測が必要となることから、前述のとおり加速度以外の力覚や速度情報といった他の機械力学信号の搭載が今後の課題となる。

4.4.2 技術的側面からの SRP 支援システムの意義

図 4.6 は大回転滑走時の機械力学情報としてのスキー板鉛直方向の加速度、図 4.7 はスキー板長軸直行方向の加速度周波数 (20 Hz 以下) を示したものである。それぞれ縦軸は周波数強度 (mV^2)、左側斜め軸は周波数成分 (Hz)、右側斜め軸は時間 (sec) を示している。

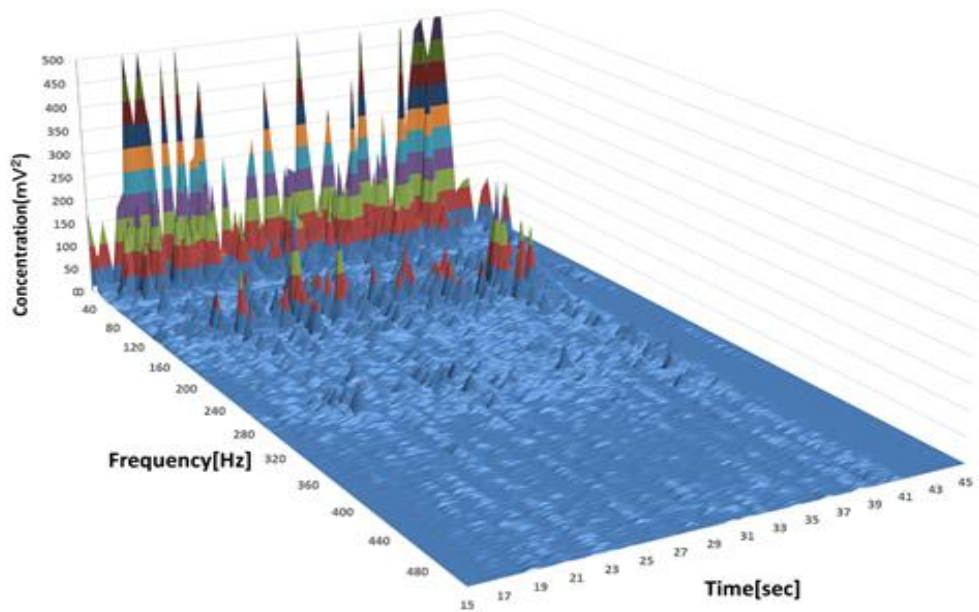


図 4.6 大回転滑走時におけるスキー板鉛直方向の加速度周波数

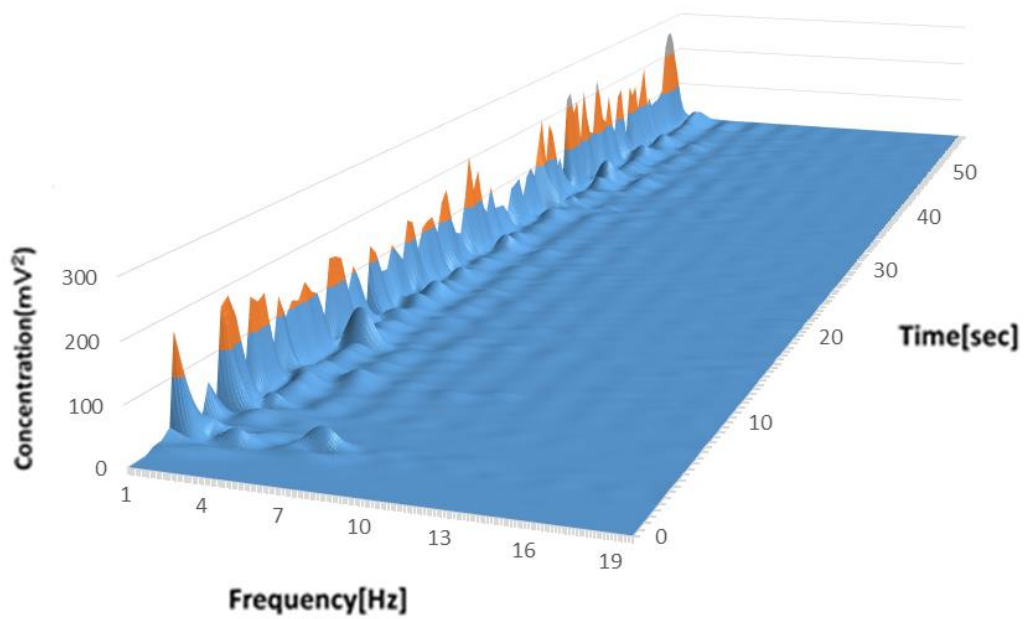


図 4.7 大回転滑走時におけるスキー板長軸直行方向の加速度周波数

図 4.6 中において、1 次モード（30 Hz 以下）、2 次モード（50 Hz 以下）のほか、3 次モード（100 Hz）以上の振動周波数が観察されている。この傾向は、すべての試行において観察された。棚橋は、スキー滑走中のスキー板鉛直方向の振動について上級者と中級者の比較を行い、上級者では 200Hz の高次の振動周波数が観察されるが中級者には観察されないことを報告した⁶⁷⁾。また、Shionoya and Sato は、スキー滑走時模擬振動発生源シミュレータを開発し、スキー板に模擬的に高周波数成分を与えると滑走速度、動摩擦係数が低下することを報告している⁶²⁾。さらに、Shionoya et al. は、スキー回転時スキー板をずらさないカービングターンでは、200 Hz 以上の周波数が観測されるが、ターン時にスキー板がずれるスキッドターンでは、200 Hz 以上の振動周波数が認められないことを報告している⁶³⁾。スキー回転時のスキー板鉛直方向成分の加速度振動は、競技パフォーマンスに大きな影響があると同時に、前述のようにスキー振動がスキー荷重にも大きな関係を持つ。したがって、スキー板鉛直方向成分の加速度情報は、技術的側面におけるスキー競技パフォーマンスに有益な情報になると考えられる。

図 4.7 のスキー板長軸直行方向の加速度周波数をみると、パワーの高い低次の周波数のパワーが波状に変動しており、旗門数に対応していることが示唆される。スキー競技のパフォーマンスにおいて、決定的となる要因はスキー板の（横方向への）ずれであり、そのまま所要タイムに結びつく。すなわち図 4.7 中における 10 Hz 以下の周波数成分であり、これらについて抽出したものが図 4.8 である。滑走タイムは 1 本目が 48.1 秒、2 本目が 48.7 秒、3 本目が 49.1 秒であった。滑走タイムがもっとも短い（パフォーマンスが高い）1 本目が、低周波成分の加速度パワーが最も小さいことが伺える。これ

は、スキー板の横ずれ等が小さいためと考えられ、それが滑走タイムに反映されたものと考えられる。

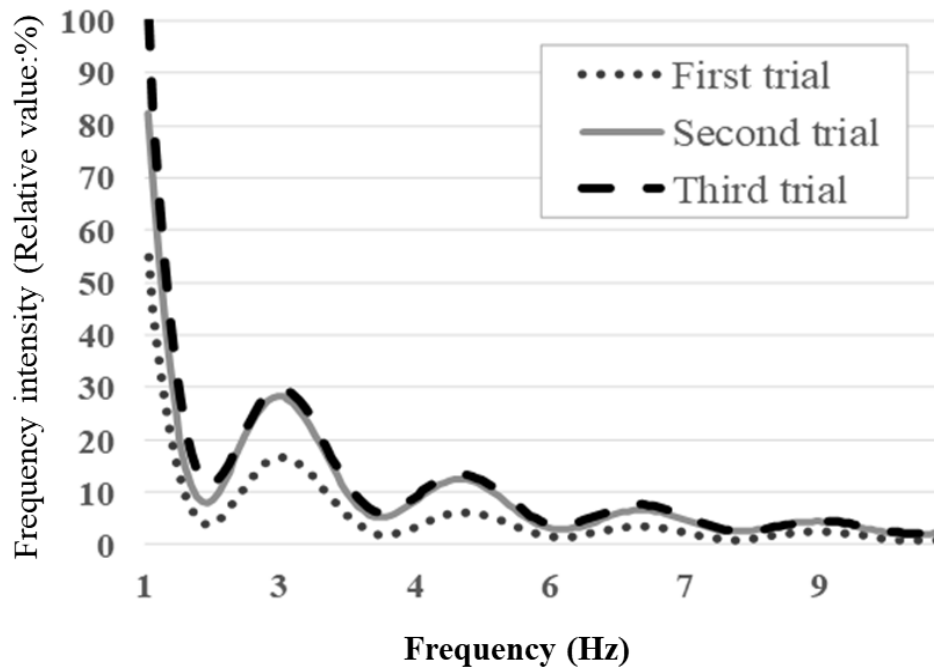


図 4.8 3 回の滑走時におけるスキー板長軸直行方向の加速度信号の周波数解析

図 4.9 は、一般ゲレンデにおける自由滑走中のカービングターン、スキッドターン、ブレーキングターン（ターン毎に横ずれによる減速を加えるターン）の 3 種類のターン時における、スキー板長軸直行方向 10 Hz 以下の加速度信号の周波数パワーを示したものである。滑走速度がもっとも速いカービングターンにおいてパワーが低く、滑走速度がもっとも遅いブレーキングターンでパワーが大きくなることは、図 4.8 の結果・考察を裏づけるものである。

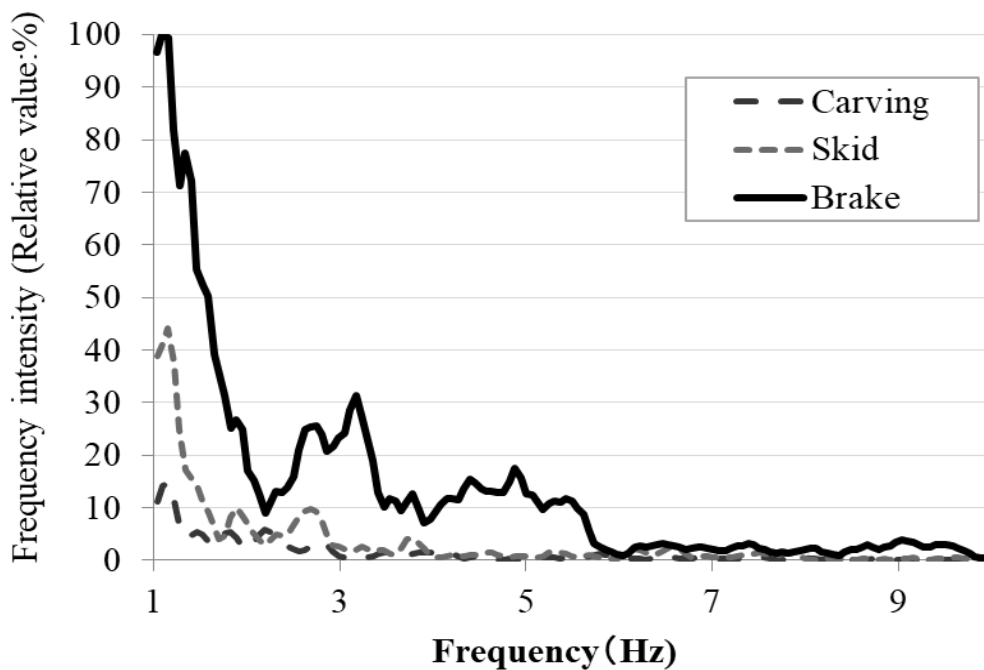


図 4.9 3 種類のターン時におけるスキー板長軸直行方向の加速度信号の周波数解析

以上のことから、スキー板鉛直方向ならびにスキー板長軸直行方向の加速度から得られる情報は、技術的なパフォーマンスと関連付けられるため、技術的側面から本システムは有用であると考えられる。

4.4.3 体力的側面からの SRP 支援システムの意義

図 4.10 はスキー競技中、被験 4 筋から導出した MPF の変化を示している。前述のように、MPF はスペクトル分布の重心となり、スペクトル全体が低周波に変化すると MPF は小さくなる。この指標は、筋が疲労すると低下する傾向がある。牛山らは、国内一流デモンストレーターを被検者に、スキー滑走中の MPF の低下を報告している⁶⁵⁾。

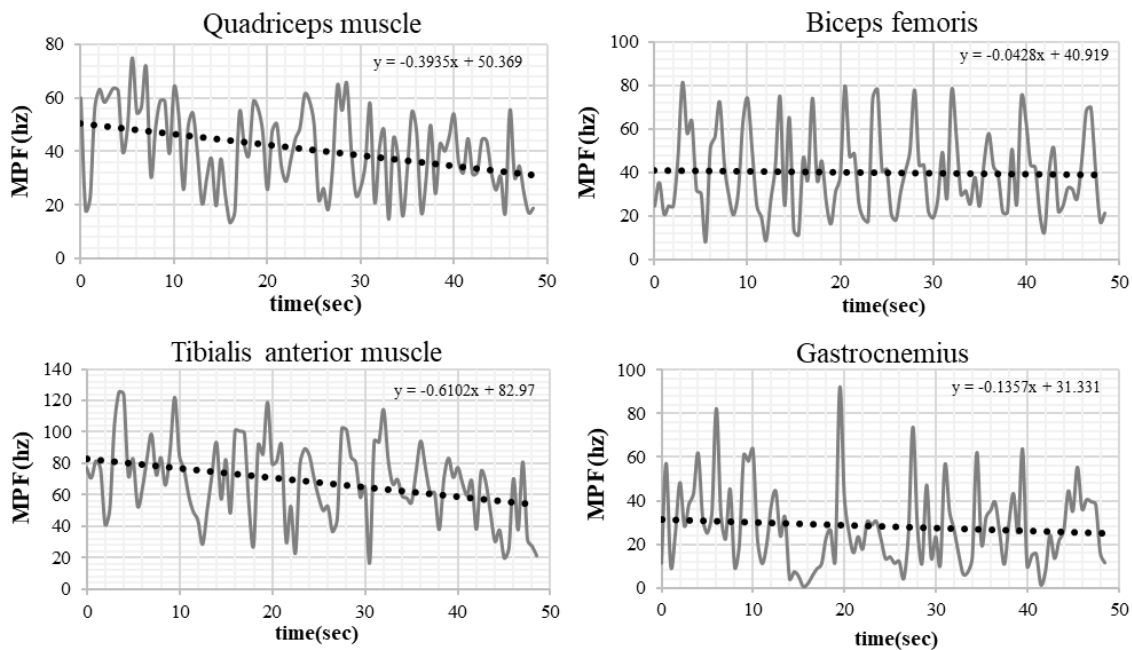


図 4.10 スキー競技中の被験 4 筋における MPF の変化

図 4.10 は、本研究におけるスキー滑走中（1 本目）の筋 MPF の低下を示しており、4 筋すべてにおいて MPF が低下する傾向がみられた。表 4.1 は、スキー競技会におけるスキー滑走 1 本目から 3 本目までをまとめたものである。この結果からも、すべての筋において、時間の経過とともに MPF が低下することが伺える。

表 4.1 各滑走における被験 4 筋の MPF の低下

MPF	Quadriceps Femoris	Femoris Biceps	Tibialis Anterior	Gastrocnemius
First trial	$y = -0.39x + 50.37$	$y = -0.04x + 40.92$	$y = -0.61x + 82.97$	$y = -0.14x + 31.33$
Second trial	$y = -0.34x + 47.75$	$y = -0.36x + 51.85$	$y = -0.65x + 68.33$	$y = -0.11x + 36.28$
Third trial	$y = -0.13x + 30.54$	$y = -0.19x + 42.06$	$y = -0.58x + 54.70$	$y = -0.63x + 45.13$

図 4.11 は、スキー滑走中（1 本目）の心拍数変化を示している。滑走中の最大心拍数は 1 本目 191 bpm，以下 192 bpm，188 bpm であった。前述のように，被検者は事前に運動負荷試験により AT を決定しており，AT は心拍数換算で 114.3 bpm であった。図 4.11 をみると，滑走中の心拍数は AT を超えて推移していることがわかる。すなわち，スキー滑走開始により高強度の作業負荷がかかったことで，血中乳酸濃度が増加したことが想定され，その結果，筋 MPF の低下が起こった可能性が考えられる。

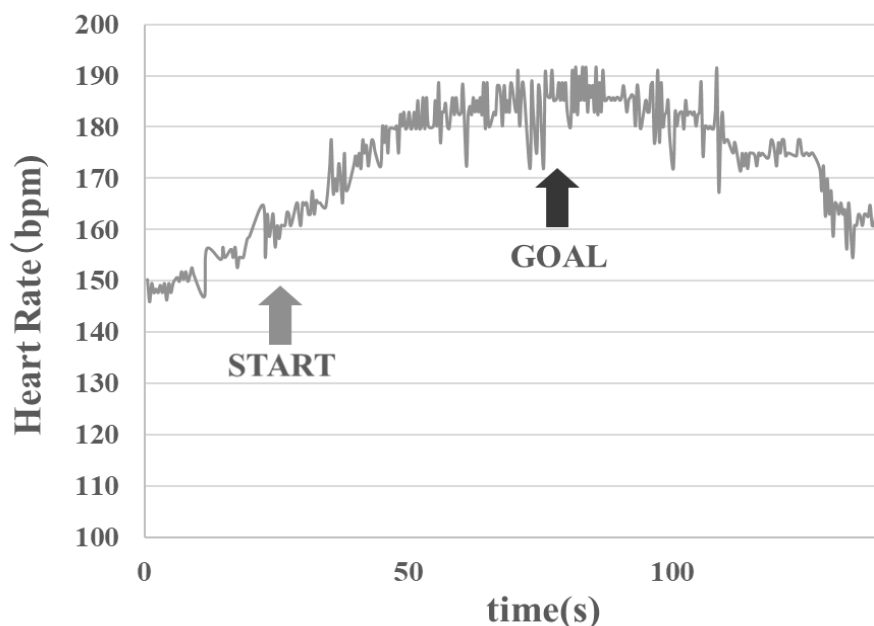


図 4.11 スキー滑走中における心拍数の変化

以上のことから，ヒト生理情報としての EMG および ECG から得られる情報は，体力的なパフォーマンスに関連付けられるため，体力的側面からも本システムは有用であると考えられる。

4.4.4 メンタル的側面からの SRP 支援システムの意義

図 4.12 は、スキー滑走中の ECG の R-R 間隔時系列変動の周波数解析から得られた LF および HF から求めた LF/HF の推移を示している。滑走前の

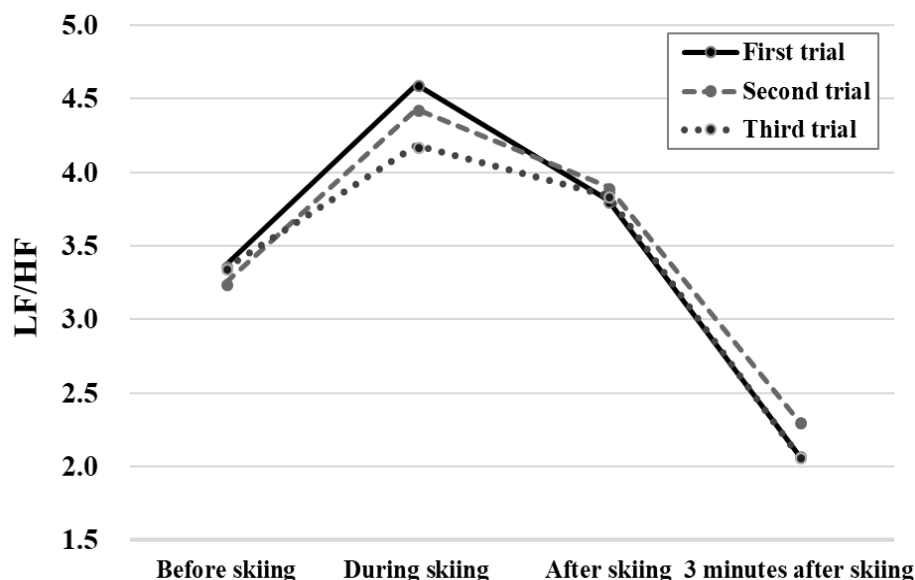


図 4.12 スキー滑走中における LF/HF の変化

LF/HF はすべて 3.0~3.5 の間、滑走中はすべて 4.0 以上、滑走終了後はすべて 2.0~2.5 の間であった。

LF/HF は、自律神経系機能における交感神経系と副交感神経系のバランスとされるとともに、相対的な交感神経系機能の評価にも用いられる。高田らは LF/HF 成分について、2.0 以下は交感神経系活動が非常に抑えられた安静な状態、4.0 以上は交感神経系活動が活発な状態、2.0~4.0 は日常の安静状態とした区分で捉えている¹¹⁾。今回の結果を照らし合わせると、滑走前は適度な緊張状態、滑走中は交感神経系活動が活発な状態、そして滑走後には日常の安静状態と同様になったことがわかる。

R-R 間隔時系列変動の周波数解析は、Akselrod らが犬の心拍変動のパワー

スペクトル解析を行い，そこに3つのピークを報告するとともに，これらが交感神経系や副交感神経系活動の指標となる可能性を示唆したことに始まる²⁾。以降，HFは副交感神経系活動，LF/HFは交感神経系活動の指標として用いられることが多い。しかしながら，本結果におけるスキー滑走中の心拍数の変化（図4.11）をみると，スキー滑走前の心拍数が140 bpmを超えており，この心拍数が適度な緊張状態を示しているというのは，少し矛盾した結果とも考えられる。また，最近の研究では交感神経系活動はLF/HFの増加では同定できず，心拍数の増加だけが同定できるとする研究もある。

以上のように，ヒト生理情報としてのECGから得られる心拍数，LF/HFといった指標は，メンタル的側面を定性的にみることは可能であるが，より具体的で有効な指標については，若干の再考が必要であることが考えられる。

4.4.5 SRP支援システムのコンセプト設計

本章の最後に，SRP支援システムの市販化に向けたシステムの構成要件，ならびにコンセプト設計についてまとめる。その前提として，最初に述べたとおりSRP支援システムは技術，体力，メンタルの3つの要素からスキー・レーシングのパフォーマンス評価・支援を行うものである。

技術的側面からの評価・支援は，加速度計を用いてスキー板の鉛直方向およびスキー板長軸直交方向の加速度信号より，スキー板の振動ならびにスキー板の横ずれ等の技術的パフォーマンスに関連する情報をコーチ，選手にフィードバックする。特に，横ずれについては，大脇と長谷川がスキーの荷重中心をマイクロフォンを通した音声で即時フィードバックする機構を開発している⁶⁹⁾が，同様に骨伝導マイクロフォンで横ずれ情報を即時フィードバックするシステムを構築する。

体力的側面からの評価は、EMG から導出した MPF の低下および ECG から導出した心拍数によって、選手個々の体力をコーチ・選手にフィードバックする。また、メンタル的側面からは ECG から導出した心拍数の他、より有効となる導出情報を検討する。

以上のことから、本研究の主課題である HRV 計測・解析は、他のパラメータとの同期並列計測によって、その有用性が高まり、現在多様な計測方法（機器）が存在する HRV 計測・解析において、同期並列計測は統一的なコンセプトとなる。その点で、本研究で構築したシステムは、画期的な計測・解析システムと考えられる。

また、SRP 支援システムの市販化を目指す場合は、データロガー方式を採用するとともに、さらなる超小型・軽量化を行う必要があるが、本研究の技術を基盤に、スポーツ庁委託事業・独立行政法人日本スポーツ振興センター再委託事業「ハイパフォーマンススポーツセンターの基盤整備（スポーツ技術・開発事業）」の中で構築したシステムにおいて、すでに軽量化が達成されており、150~200g となっている。

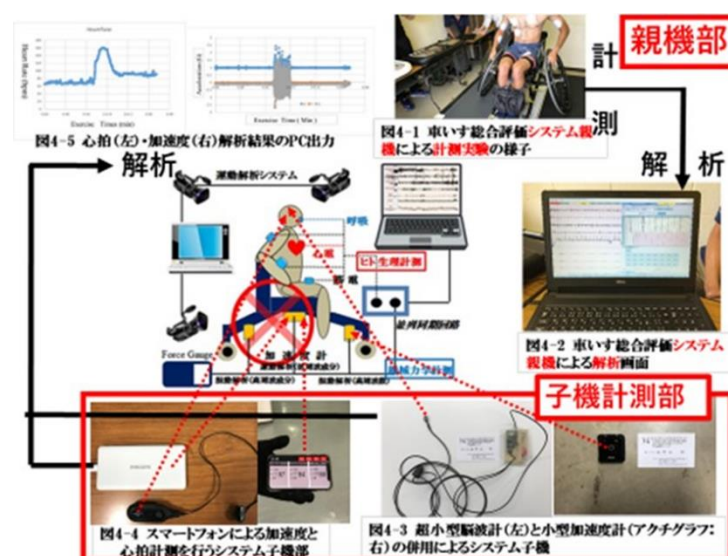


図 4.13 車いす総合評価システム（SRP システムを基盤として開発）

なお、本研究は 2021 年に延期された東京オリンピック・パラリンピック終了後 3 ヶ月まで公表ができないため、本論文中の図表等の掲載は行わない。

4.5 まとめ

本章では、アルペンスキー競技に必要となる技術、体力、メンタル評価のため、機械力学情報と HRV リアルタイム測定を活用したヒト生理情報の同期・並列計測による SRP 支援システムの基盤技術の開発を目的とし、将来的にシステムの市販が可能となるコンセプト設計を行った。まとめは以下の通りである。

1. アルペンスキー競技に必要となる技術、体力、メンタル評価のため、機械力学情報とヒト生理情報の同期・並列計測によるスキー・レーシング・パフォーマンス評価支援システム（SRP 支援システム）の基盤技術の開発を目的に、3 つの側面からの評価実験を行った。
2. 技術的側面では、加速度計を用いてスキー板の鉛直方向ならびにスキー板長軸直交方向の加速度信号から、大回転競技におけるスキー滑走中の技術評価に結び付くスキー板の振動、ならびにスキー板の横ずれ等の導出を試みた。その結果、前者からは高い速度での滑走を意味する 200 Hz 以上の振動周波数、後者からは 10 Hz 以下の横ずれに関連する周波数の導出に成功した。
3. 体力的側面では、スキー滑走中の EMG から筋 MPF を導出するとともに、ECG から導出した心拍数と合わせた評価を行った。その結果、スキー滑走中筋 MPF が低下する傾向がみられ、心拍数と合わせて疲労を前提とした体力的評価の可能性が示唆された。

4. メンタル的側面では、ECG とその R-R 間隔の時系列解析に基づき、交感神経系活動の指標となる LF/HF および心拍数から評価を行った。その結果、定性的な評価は可能と考えられるが、LF/HF の妥当性を含め、より有効な指標の検討が課題となった。
5. 本研究の主課題である HRV 計測・解析について言及すれば、他のパラメータとの同期並列計測によって、HRV 計測・解析の有用性が高まることから、現在多様な計測方法（機器）が存在する HRV 計測・解析において、同期並列計測は統一的なコンセプトとなる。その点で、本研究で構築したシステムは、画期的な計測・解析システムと考えられる。
6. 今後は、市販化を目指し、データロガー方式を採用するとともに、システムのさらなる超小型・軽量化を行う必要があるが、本研究の技術を基盤に、スポーツ庁委託事業・独立行政法人日本スポーツ振興センター再委託事業「ハイパフォーマンススポーツセンターの基盤整備（スポーツ技術・開発事業）」の中で構築したシステムにおいて、すでに軽量化が達成されており、150～200g となっている。

以上である。

第5章 クロスカントリースキー滑走に高次のスキー振動が与える

影響：SRP 支援システムの実装実験

5.1 はじめに

スキーというスポーツが誕生してから今日に至るまで、スキー滑走のメカニズムは未だ完全な解明には至っていない。メカニズム解明に迫ったこれまでの研究では、アルペンスキーにおいて滑走速度の上昇に伴い、スキー板と雪面の動摩擦係数の低下、並びにスキー板に発生する鉛直方向 200 Hz 以上の高次の周波数強度が高くなること等が報告されている^{67,70}。しかし、これらの研究は雪山でのフィールド実験が多く、同一実験条件下で行うことが困難であり、再現性が低くならざるを得なかった。

その後、再現性を高めることを目的とした研究においては、屋内でアルペンスキー実滑走を再現可能なシミュレータを開発し、実験の結果、高次の振動がスキー滑走性を向上させる可能性が示唆された^{71,72}。しかし、クロスカントリースキーでは未だ同等の研究がされておらず、同様の高次の鉛直方向の振動周波数を板に暴露した際に走行にどのような影響を及ぼすかは未知である。本章ではハンマリングによる打撃試験、模擬振動発生シミュレータによる加振実験を行い、板の周波数強度の解析、滑走速度と動摩擦係数の関係等のクロスカントリースキーの諸特性を明らかにする。

また、本章ではクロスカントリースキー板を用いて行われるパラリンピック競技であるシットスキーの新規開発も念頭に置いて、健常者の滑走時の想定だけでなく、シットスキー用チェアフレームの構造や質量を検討する上で重要となる基礎的な条件・方向性等も得ようとするものである。

このような課題を解決するために、第4章で開発したSRP支援システムをHRV測定・解析以外の対象領域での実装実験として用い、精度・汎用性

の高さを確認する。特に、既存の HRV 計測に用いられる装置は、計測プロトコルがブラックボックスとなっていて、その精度等は不明である。本章では HRV 測定・解析以外の高い精度が求められる対象領域での実装実験を行うことで、システムとして精度特にサンプリング周波数や FFT ポイント数等の妥当性を確認する。

5.2 方法

5.2.1 研究資材（スキー板）の特性

本章では、FISCHER 社製クロスカントリー用スキー板（FISCHER RCG SKATECUT PLUS シリーズ）を用いて各種実験を行った（図 5.1）。スキー板は芯材がハニカム構造で構成されており、先端部および後端部にはプラスチック系素材が用いられている。スキー板の仕様は、全長は 1720 mm、スキー幅は 45 mm（中央部）、40 mm（先端）、46 mm（後端）、スキー厚さは 24.7 mm（中央部）、4.4 mm（先端）、5.7 mm（後端）、重心位置はスキー先端より 920 mm、質量は 500 g であった。図 5.1 に用いたスキー板の外観を示す。



図 5.1 使用されたクロスカントリースキー板の外観

5.2.2 ハンマリングによる打撃試験

シミュレータに使用するスキー板の振動周波数特性を明らかにするため、事前にハンマリングによる打撃試験を行った。実験場所は、長岡技術科学大学の体育・保健センター内実験室であった。ハンマリングは、実験の再現性を高めるため、実験実施者の力ではなく、インパルスハンマー（PCB社製、086C03）の質量（140 g）が有する慣性力だけを加振力とする必要がある。そのため、ハンマー衝突地点からハンマーの柄端を軸に 90° 持ち上げた高さから、回転を有する自由落下をさせ、加振を行った。また、2度打撃によるデータ不良を防ぐため、1度加振を行った直後にハンマーを停止させた。試験対象であるスキー板の支持方法はスキー先端を吊るす自由支持とし、加速度センサ（PCB PIEZOTRONICS社製、352B10型）を粘性膜グリスにて板表面に装着した。スキー板表面の先端、中心、後端のそれぞれ3か所の加速度センサ近位をハンマーで打撃し、加速度振動を計測した（図5.2）。各点5回ずつの試行を行い、その平均値によって評価を行った。実験中、打撃波形はリアルタイムで確認できるようモニタにて表示し、2度叩きやねじれ振動を起こしてしまったとき、記録中にノイズや誤振動が出力されたときは試行から削除した。

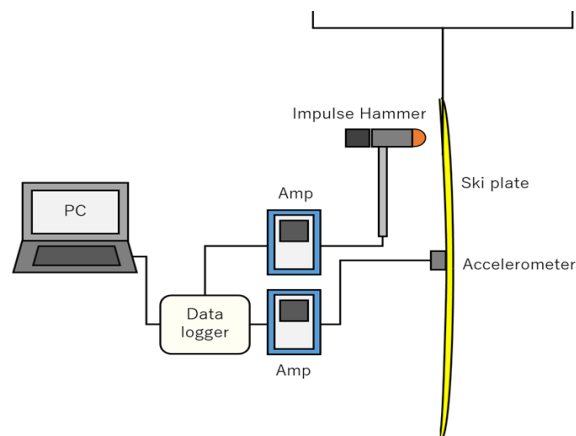


図 5.2 ハンマリングによる打撃試験の概要

多用途生体アンプ（Miyuki Giken 社製，Polymate Pro MP6000）を介して 2 kHz のサンプリング周波数で得られた加速度データは PC に出力し，キッセイコムテック社製多用途生体情報解析プログラム BIMUTAS II を用いて FFT に用いたデータ点数 16384 で周波数の解析を行い，得られた周波数波形を周波数伝達関数の形にし，固有振動数，モード形状を推定するとともに波形に対して曲線適合処理を行い，モード減衰比を推定した．得られた周波数波形（パワースペクトル）は，BIMUTAS II に機能する平滑化処理（平滑化微分点数による単純移動平均処理）を用い，ノイズ処理を行った．またカットオフ周波数を約 750 Hz とし，サンプリング周波数に対するパワースペクトルの最高周波数に対応させた．

これらの計測および解析については，上記多用途生体アンプならびに生体情報解析プログラムを基盤とし木本ら⁷³⁾によって開発された，機械力学信号とヒト生理信号を並列同期計測・解析するスキー・レーシング・パフォーマンス評価支援システムを用いて行った．今回の研究では，機械力学信号の計測・解析のみに適用させた（図 5.3 中口：赤字点線で囲まれた部分）．なお，生体アンプのサンプリング周波数は最大 5 kHz，解析プログラムの最大周波数 2 kHz，FFT データ数 32768 点であるため，今回の対象物（クロスカントリースキー）に十分に適用できる範囲である．

対数減衰率，減衰比は解析前の振動波形から以下の式（1）より算出した．対数減衰率は減衰自由振動波形の隣り合う振幅の自然対数を取ったものである．なお， a は強度， n は振動数， $m = n/T$ （ T は時間）である．

$$\delta = \frac{1}{m} \cdot \ln \frac{a_n}{a_{n+m}} \quad (1)$$

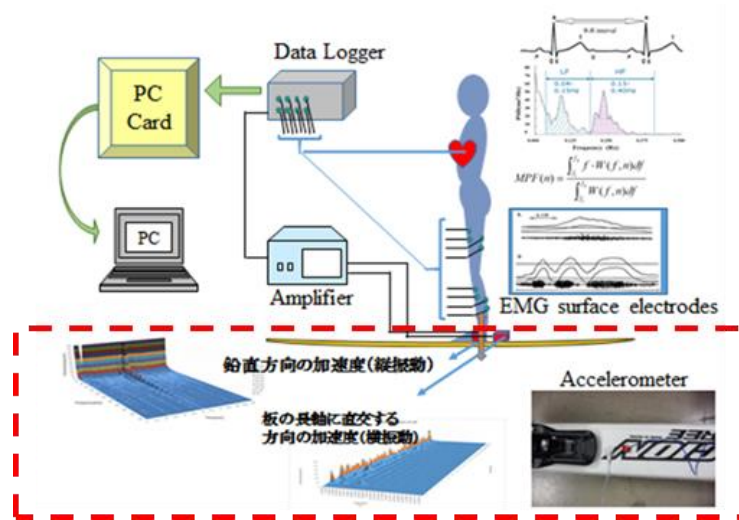


図 5.3 機械力学信号とヒト生理信号を並列同期計測の本研究での適用

今回のハンマリング試験は常温環境下にて実施しているが、本研究の主旨から低温実験室での計測が必要と考えられる。しかし、これまでクロスカンリースキーのハンマリング試験はほとんど実施されていないため、今回は常温での試験とし、低温環境下でのハンマリング試験は今後の課題とすることとする。

5.2.3 模擬振動発生シミュレータによる振動実験

スキー実滑走時にスキー板に作用する振動を再現するため、模擬振動発生シミュレータ^{71,72)}を用いてスキー板への加振を行った。図 5.4 に実験に用いたシミュレータを、図 5.5 にシミュレータ実験の概要を示す。エアコンプレッサ（アネスト岩田社製、オイルフリーTFP07B-10）から噴出される圧縮した空気圧をスキー表面中央部に固定したボールバイブレータに送り、バイブレータ内の金属ボールを回転させることで振動を引き起こす。本実験では



図 5.4 シミュレータの概要

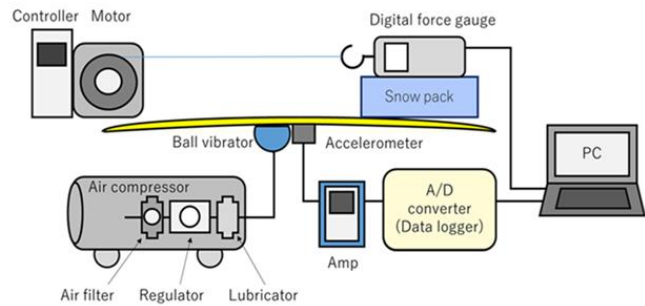


図 5.5 シミュレータ実験の概要

0, 0.05, 0.2, 0.4 MPa の 4 パターンの空気圧にて無振動から高次振動まで徐々に加振を行う。また、ボールバイブレータの近位に加速度センサを設置し、垂直方向の加速度を多用途生体アンプに同期して測定した。得られた加速度データは前述の BIMUTAS II を用いて FFT 解析した。本実験ではまず、空気圧流入時にスキー板に発生する振動周波数を測定し、シミュレータが実験に有用かを検証する。その後、振動周波数と動摩擦係数の関係、振動周波数と氷塊の滑走速度との関係等を検証する。その際、スキー板にねじれ振動の発生、および板の変形を最小にするよう、側方からスキー板を挟み込んだ（図 5.4 中のバイス台）。

本実験では、スキー滑走面上を走らせる物体は氷塊ブロックとした。氷塊の融解を避けるため、実験直前に冷凍庫から取り出し、実験後は素早く冷凍庫へ戻すことを繰り返した。また、実験を行う前に氷塊の質量を測定し記録した。氷塊ブロックとデジタルフォースゲージ（IMADA 社製, DPX50-490N, 420 g）は一定の強度で接続されており、フォースゲージ先端には任意の回転数を入力することによって等速度で巻取が可能なブラシレスモータユニット（オリエンタルモーター社製, BMU シリーズ NexBL US タイプ BLM5120-

GFV) が糸を介して接続されている。モーターの回転数は滑走速度に合わせて算出した。長岡技術科学大学体育・保健センター内実験室で常温環境下での予備実験を行った後、長岡工業高等専門学校低温実験室にて本実験を実施した。実験環境は、室温 0 °C、湿度 43.9 %であった。

図 5.6 に、雪塊滑走中のデジタルフォースゲージの出力値に対して、スキー滑走面に生じる垂直荷重から求めた動摩擦係数の算出法を示す。雪塊とフォースゲージの合成質量を M 、重力加速度を g としたとき、スキー滑走面に対する垂直荷重は Mg で表される。動摩擦係数 (μ_k) はフォースゲージ出力値を F として垂直荷重 Mg で除することにより算出した。図 5.7 は、実験より得られた摩擦力を時系列に示したものである。なお、本シミュレータによる動摩擦係数の算出において、振動が正弦波で一定の規則性の周波数であることが参考文献⁷¹⁾より、確認されているため、当該研究における相対的評価には十分に使えると判断した。

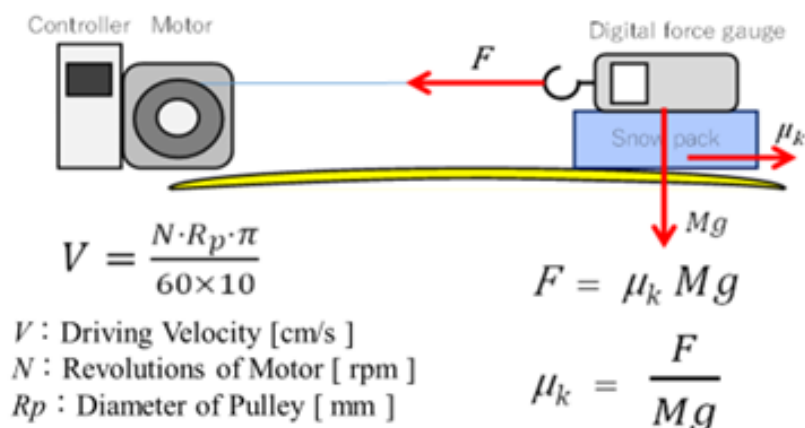


図 5.6 動摩擦係数の算出法

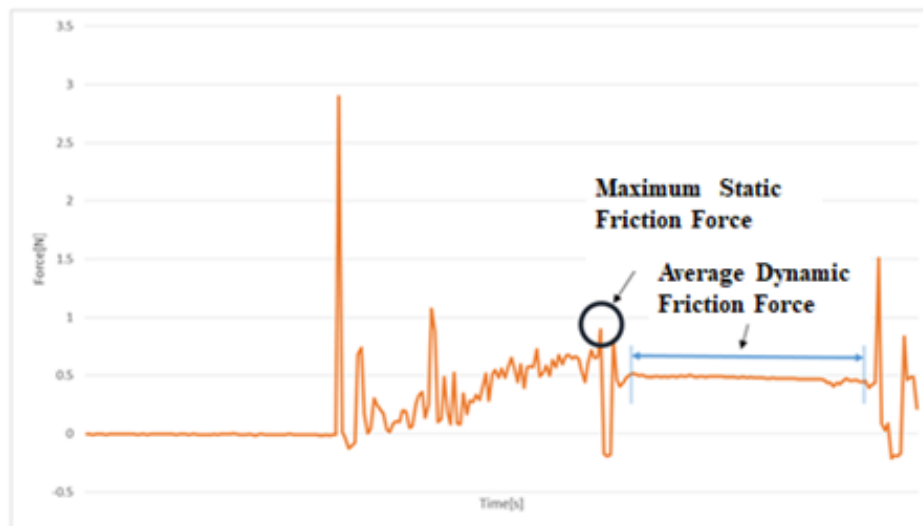


図 5.7 シミュレーターによって検出された摩擦力

5.3 結果および考察

5.3.1 ハンマリングによる打撃試験結果

実験結果を図 5.8, 5.9, 5.10 に示す。また、表 5.1 に振動波形から求めた対数減衰率、減衰比を示す。前述のように、解析システム BIMUTAS II を用いて高速フーリエ変換し周波数の解析を行い、得られた周波数波形は周波数伝達関数の形にし、固有振動数、モード形状を推定するとともに、波形に対して曲線適合処理を行い、モード減衰比を推定した。得られた周波数波形（パワースペクトル）は、BIMUTAS II に機能する平滑化処理（平滑化微分点数による単純移動平均処理）を行い、ノイズ処理を行っている。

各部位で特性に若干違いがみられるが、おおむね 200 Hz 付近で周波数強度のピーク値が見られる。スキー板後端の結果がばらついたのは、自由支持を行っていたのが板先端であったため、板に作用する振幅が比較的大きく作用してしまったことによるものであると予想される。

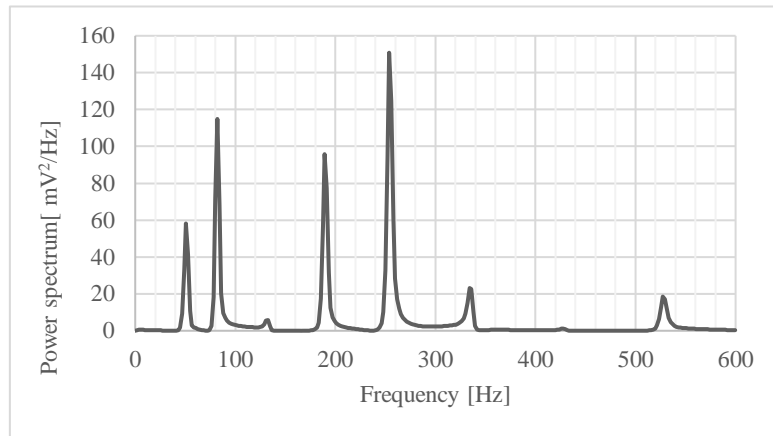


図 5.8 スキー板の先端の振動数

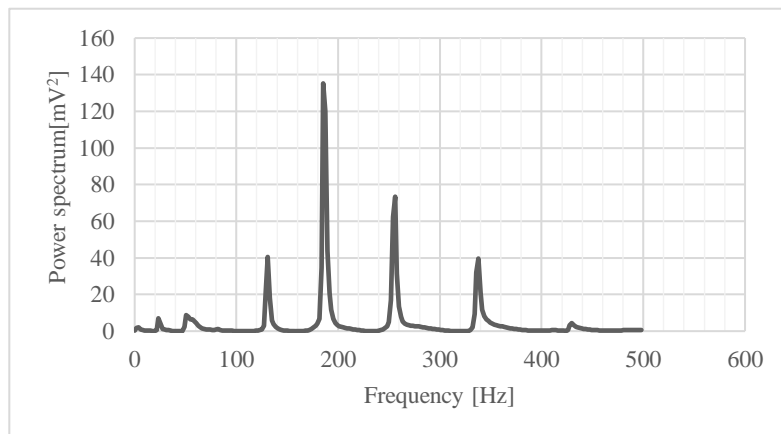


図 5.9 スキー板の中央の振動数

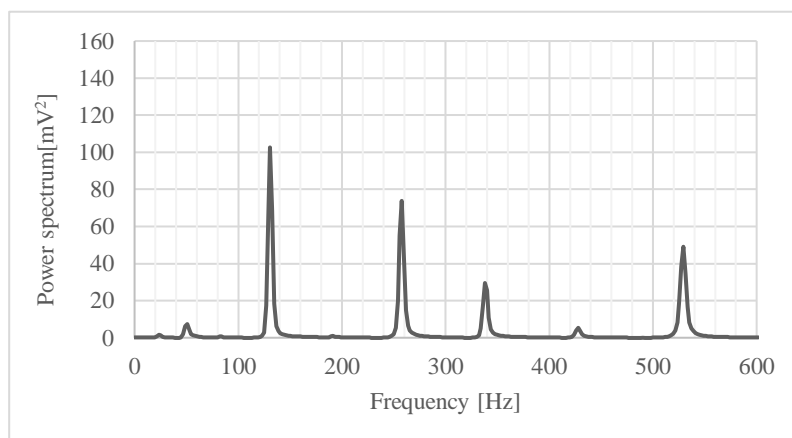


図 5.10 スキー板の後端の振動数

表 5.1 振動波形から求めた対数減衰率および減衰比

	Logarithmic decrement δ	Dumping factor ξ
Front	0.2016	0.0321
Center	0.1002	0.0159
Back	0.1204	0.0192

5.3.2 模擬振動発生シミュレータによる振動実験結果

図 5.11 に空気圧をボールバイブレータに流入させた際にスキー板に発生する振動周波数の関係を示す。本実験ではこのうち、空気圧が 0, 0.05, 0.2, 0.4 MPa の 4 パターンでの実施であるのは前述の通りである。空気圧を上昇させると振動周波数も増加することが確認できた。この結果から、シミュレータが 200 Hz 以上の高次周波数を暴露可能であること、比較的低次である 100 Hz 以下の振動周波数も暴露可能であることが分かった。

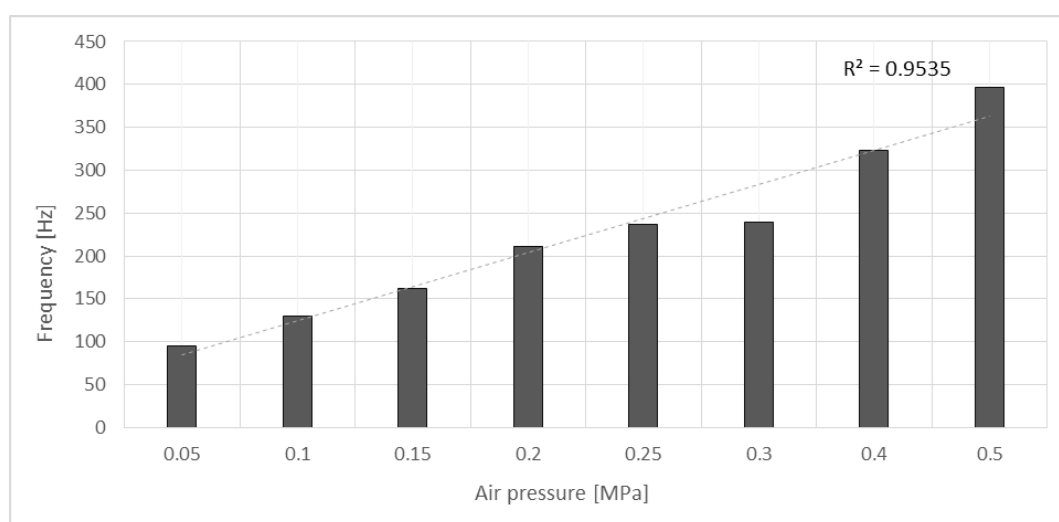


図 5.11 気圧と発生する振動周波数の関係

図 5.12 に、各滑走速度での空気圧と動摩擦係数の関係を示す。滑走速度の上昇と動摩擦係数との間には有意な関係性は見られなかったが、空気圧を強めると、動摩擦係数が減少する傾向が見られた。先行研究と同様、鉛直方向の振動周波数の増加に伴い、動摩擦係数が減少する傾向が見られた。しかしながら、比較的低次の振動周波数では、データのばらつきが多かったため、今後は実験方法等を再検討する必要がある。

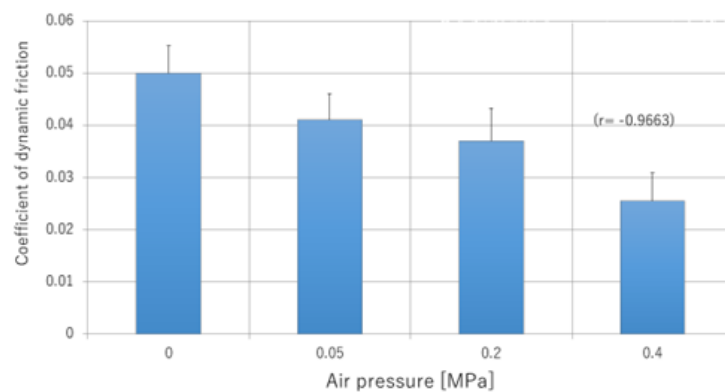
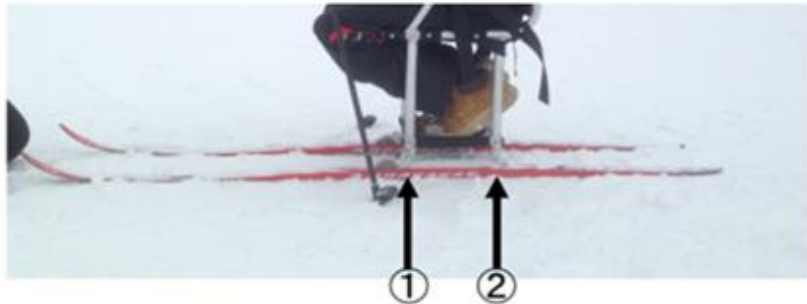


図 5.12 各滑走速度での空気圧と動摩擦係数の関係

クロスカントリースキー板は先端部、後端部に比べて中央部が盛り上がっており、弓のようなカーブを描いていることが図 5.2 から確認できる。本実験では後端からおおよそ 10 cm の位置から先端 10 cm の位置まで氷塊を滑走させたが、板中央に進むにつれ加速し、板先端に向かうにしたがい抵抗を受け減速しているような印象を受けた。これは板にかかる振動が比較的低次の時に顕著に見られた。また、高次振動暴露時にはこの現象は少なくなった。前述のように今回の実験では、スキー板にねじれ振動の発生、および板の変形を最小にするよう、側方からスキー板を挟み込んで実験を行ったが、さらに実験の再現性、公平性を高めるため、板をできるだけ水平に保つ方法も検討する必要があると考える。

通常、クロスカンリースキーはビンディングとブーツ部で板とヒトが接続されており、スキーに乗る際はヒトの重量で板中央部が沈み込み、板全体が均一に雪面に接地されるようにできている。よって、本実験でのねじれ振動やスキー板の変形を抑える工夫、さらに今後、板を水平にしようとする方向性は間違っていない。しかしながら、ヒト滑走を想定した場合、常にスキー板全体が雪面に接地しているのではなく、走法によって異なるものの、スキー滑走中スキー板の接地（接雪）面は常に変化している。これに対して、開発しようとするシットスキー滑走を想定した場合、スキー板は常に雪面と全体が接した状態で滑走を行っている。今回の実験で、これまでのアルペンスキーでの実験同様、スキー板の鉛直方向の振動加速度が 200 Hz 以上になると動摩擦係数が低下する傾向がみられた。すなわち、滑走性が高くなることが推察できる。ここで板の先端、中央、後端部の減衰比をみたとき、振動の減衰がもっとも小さい中央部がスキーの滑走性（速度）に大きな影響を与えると考えられる。シットスキー開発では、シットスキー用専用のスキーを用いるのではなく、シート部に装着するのは、一般のクロスカンリースキーである。よって、今後は板中央部に焦点をあてた実験が必要と考える。スキー板の中央部にシューセンターを置く一般のクロスカンリースキーと異なり、シットスキーでは図 5.13 のように 2 つの脚部によって、スキーにシート部が装着されている。すなわち、スキー板の荷重点を 2 点または 2 点間全体に荷重を作用させたときの実験を今後導入していかなければならない。

また、実験条件等に関する課題として、模擬振動シミュレータでの実験をより実滑走に近い -5°C 以下の低温実験室にて行うことを予定している。また、シミュレータ実験における振動原装着位置を増やすことを検討しており、同等の振動周波数が板各部に与える影響についてさらに実験を重ねていく。



In the figure, ① and ② are the fixed parts of the sit ski frame and ski board. Load the ski board between ① and ②. Since this part between ① and ② has low vibration damping property, vibration of high frequency components is generated. Control the vibration of high frequency components between ① and ② ⇒ **Improved gliding**

図 5.13 シットスキーのスキー装着位置
(写真提供：COM Izumiya, <https://comizumiya.jp/>)

なお、今回の実験に用いたスキーは購入後、ワックシングやストラクチャー加工等は一切せず、スキー本体の特性に基く結果の導出と考察を行っている。よって、振動暴露実験においても滑走面が加工されていないと判断して、氷塊の牽引方向を後端から前方へ牽引した。後端をスタートとしたのは、氷塊が安定するためである。

5.4 まとめ

本章では、第 4 章で開発した SRP 支援システムの実装実験として、クロスカンリースキーの特性について、ハンマリングによる打撃実験、及び機械力学的振動をスキー板に暴露可能なシミュレータを用いて検討した。その結果、シミュレータが目的とする振動周波数を暴露可能であること、高次の振動周波数が動摩擦係数を低下させることが示唆された。また、クロスカン

トリースキー板中央部の扱いが、シットスキー開発に重要なポイントとなる
ことが示唆された。

このような課題を解決するために本章では、第4章で開発したスキー・レ
ーシング・パフォーマンス評価支援システムを HRV 測定・解析以外の対象
領域での実装実験として用い、精度・汎用性の高さを確認した。

第6章 総括

本研究では、近年、その有用性が注目されている HRV 解析の健康・スポーツ分野への応用とシステム化を目的とし、HRV 解析を用いた至適運動強度同定の可能性を探るとともに、運動前後の短時間測定および運動中のリアルタイム測定による自律神経系機能評価の信頼性、実用性そして構築したシステムの有用性について検討を行った。

第1章では、序論として HRV およびその関連研究についてまとめ、本研究の研究意義と目的を述べた。以前より、自律神経系機能評価に用いられてきた臨床的意義のある HRV は、非侵襲的に簡便にデータが取得でき、ユーザーの負担を軽減させた加速度脈波計やウェアラブルセンサ等も普及してきたことで、医学・生理学分野をはじめ、幅広い分野で活用される魅力的なパラメータであることを示した。また近年では、運動負荷レベル評価に HRV 解析を用いている研究もあるが、その妥当性についてはより詳細な検討が必要であること、他のウェアラブルセンサ等との同時・並列計測・解析により、新たな知見が得られる可能性についても確認された。

第2章では、HRV 解析を用いた簡便で効果的な至適運動強度の新規同定法の確立を目指し、漸増負荷運動時において、ウェアラブル心拍センサを用いた HRV 解析を呼気ガス分析と同時に経時的に行い、パラメータの変化について分析を行った。その結果、比較的簡便に AT に関連した至適運動強度を推定することが可能であることが示唆され、その有用性が確認された。また、呼気ガス分析によって得られた AT よりも HF 減衰のタイミングが早いことから、HRV 解析は呼気ガス分析と比較して、身体への刺激をよ

り鋭敏に判定できる可能性があり、 Δ RRI等を活用することにより、個人に合わせた安全で効果的な至適運動強度を同定できる可能性が示唆された。

第3章では、HRV短時間測定のスポート分野への活用を目的として、加速度脈波計を用いたHRV測定をヨガレッスンの前後に実施し、一過性運動時における自律神経系機能評価の有効性を検討した。その結果、女性において90～120分間のヨガレッスンを実施することは、自律神経系機能をバランスよく整えられる可能性が示唆された。また、ヨガは継続的に実施することにより、加齢に伴う自律神経系活動の低下を抑制できる可能性が示唆された。さらに、一過性運動時における加速度脈波計を用いた自律神経系機能評価から多くの有意義な結果が得られたことは、手軽で負担の少ないHRV短時間測定のスポート分野における有用性を大いに支持するものであった。

第4章では、HRVを用いた新たなパフォーマンス評価システムの構築を目的とし、運動中のHRVリアルタイム測定と機械力学情報を活用したヒト生理情報の同期・並列計測を行うことで、アルペンスキー競技に必要な技術・体力・メンタルの3要素の評価実験を行った。その結果、HRV解析を用いたメンタル的側面では、より有効な指標の検討が課題となったものの、いずれの要素においても一定の定性的な評価が可能であることが示唆された。また、HRV計測・解析については、他のパラメータとの同期並列計測によって、その有用性が高まることから、本研究で構築したシステムは、画期的な計測・解析システムであると考えられた。

第5章では、第4章で開発したスキー・レーシング・パフォーマンス評価支援システムの実装実験として、構築したシステムの応用・展開を行った。スキー・レーシング・パフォーマンス評価支援システムの精度・汎用性の高さを確認するために、HRV測定・解析以外の高い精度が求められる対象領域での実装実験として、機械力学信号の計測・解析部を用いて、クロスカンリースキーの諸特性について検討を行った。その結果、シミュレータが目的とする振動周波数を暴露可能であること、高次の振動周波数が動摩擦係数を低下させることが示唆された。また、クロスカンリースキー板中央部の扱いが、シットスキー開発に重要なポイントとなることが示唆された。これらのことから、第4章で開発したスキー・レーシング・パフォーマンス評価支援システムの精度・汎用性の高さが確認された。

以上により、本研究で用いたHRV解析を用いた自律神経系機能評価は、個人に合わせた簡便で効果的な至適運動強度同定への有用性、運動時における短時間、リアルタイム測定の実用性の面から、今後も健康・スポーツ分野への応用が期待される指標であることを裏付けることができた。さらに構築したシステムは、精度・汎用性の高さが確認されるとともに、HRV計測・解析は、他のパラメータとの同期並列計測によって、その有用性が高まることから、画期的な計測・解析システムと考えられた。

なお、今後の課題・展開として、以下の項目を検討している。

- ① 信頼できる至適運動強度同定を目指して、多様な負荷様式を用いて実験を行い、自律神経系活動指標等についても詳細な検討を加えることで、より有用なHRVパラメータについて検討するとともに、その同定強度

における酸化ストレスレベルの分析から、健康の保持増進に寄与する至適運動強度としての妥当性についても検証する。

- ② 一過性運動時における HRV 短時間測定信頼性向上を目指して、運動終了後にも複数回にわたって測定を継続するなど、経時的な影響についても評価を加える。
- ③ SRP 支援システムの市販化に向け、データロガー方式を採用し、システムの超小型・軽量化は達成されているが、加えて HRV リアルタイム測定における体動を含んだノイズの解析および除去方法について検討する。

謝辞

本論文は、著者が長岡技術科学大学大学院生物統合工学専攻に在籍中の5年間に渡る研究成果をまとめたものであります。この間に、多くの方々より、ご丁寧な指導と温かいご支援をいただきました。

本研究を進めるにあたり、長岡技術科学大学 情報・経営システム工学専攻の塩野谷明教授には、5年間に渡り、懇切丁寧なご指導、ご鞭撻をいただきましたことに、深く感謝を申し上げます。また、本研究の遂行にあたり、多大なるご助言を頂きました北海道教育大学札幌校の神林勲教授に心より感謝申し上げます。さらに、ご多忙にもかかわらず、学位審査委員の副査をお引き受け頂きました久留米工業大学の廣瀬圭准教授、長岡技術科学大学の中川匡弘教授、山本麻希准教授に厚く御礼申し上げます。そして、実験を遂行するにあたり、測定・解析等にご協力頂きました長岡技術科学大学 スポーツ工学・生理生体情報研究室の学生の皆様、北海道教育大学札幌校 運動生理学研究室の学生の皆様と被検者としてご協力いただいた皆様に深謝いたします。なお、第3章の内容は、ノーステック財団「福祉産業共同研究事業」異分野連携型研究開発補助金による研究の一部として行われました。また、第4章の実験は、新潟県スキー連盟ならびに長岡市スキー協会、長岡市スポーツ協会のご支援・ご協力の元に実施されました。関係の皆様に深謝いたします。

上記、感謝申し上げた以外にも、本研究を通して、多くの皆様からご支援、ご協力をいただきました。お世話になりました全ての皆様に感謝申し上げます。

最後に、研究環境を整え、いつも激励頂きました藤女子大学子ども教育学科の皆様、最後まで私を励まし、支えてくれた家族に心より感謝いたします。

本研究の公表論文

1. Kimoto R., Kambayashi I., Akizuki A., Tsukamoto M., Fukushi M., and Shionoya A. “Effect of yoga on autonomic nervous system function in females.” *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, Vol.10, No.1, pp.25-32, 2021.
2. 木本理可，高橋直也，星野直，今村啓，神林勲，監物勇介，塩野谷明。
“スキー・レーシング・パフォーマンス評価支援システムの基盤計測技術の開発:—大回転競技会での実滑走実験に基づいた計測システムのコンセプト・デザイナー。” *スキー研究*, Vol.15, No.1, pp.11-19, 2018.
3. 塩野谷明，阿部大，綿引宣道，神林勲，早川康之，竹田唯史，山本敬三，河田剛毅，木本理可。“クロスカントリースキー滑走に高次のスキー振動が与える影響。” *スキー研究*, Vol.17, No.1, pp.13-20, 2021.

本研究の参考論文（国際会議発表等）

1. Shionoya A., Shimizu Y., Kenmotsu Y., Imamura A., Uchiyama H., Kimoto R., and Kawada Y. “Development of new simulator generating high frequency component of ski board vibrations in actual skiing.” *Procedia Engineering*, Vol.112, No.1, pp.379-385, 2015.

2. 木本理可, 神林勲, 東郷将成, 秋月茜. “漸増負荷運動時における心拍変動解析を用いた Anaerobic Threshold (AT) 同定の試み.” 第 25 回バイオメカニズム・シンポジウム前刷, 2017.
3. Kimoto R., Kambayashi I., Tsukamoto T., Akizuki A., Hukushi M., Shionoya A. “Effect of yoga exercise on age-related decline in autonomic nervous system activity in women.” *European College of Sport Science, 22th annual Congress of the ECSS, Vienna, 2016.*
4. 塩野谷明, 木本理可. “Anaerobic Threshold(AT)同定システムの試作と制限呼吸による AT 同定パラメータ・換気量の変化.” 電子情報通信学会技術研究報告 (ME とバイオサイバネティクス), Vol. 116, No.170, pp.7-12, 2016.

本研究の関連学会発表

1. 木本理可, 塚本未来, 秋月茜, 齋藤友佳莉, 福士宗光, 神林勲. “女性を対象としたヨガレッスンの実施前後における自律神経系活動の変化.” 平成 27 年度北海道体育学会第 55 回大会, 2015.
2. 木本理可, 星野直, 高橋直也, 今村啓, 堅物勇介, 神林勲, 塩野谷明. “スキー滑走時機械力学信号とヒト生理信号の同期並列計測—精神および技術的レーシング・パフォーマンス同定の試み—.” 日本スキー学会第 27 回大会, 2017.
3. 木本理可, 神林勲, 東郷将成, 秋月茜, 塩野谷明. “漸増負荷運動時における心拍変動解析を用いた Anaerobic Threshold (AT) 同定の試み.”

第 25 回バイオメカニズム・シンポジウム, 2017.

4. 木本理可, 神林勲, 塚本未来, 東郷将成, 秋月茜, 内田英二, 塩野谷明. “波状負荷変動運動時における心拍変動解析を活用した Anaerobic Threshold (AT) 同定法の評価.” 第 72 回日本体力医学会大会, 2017.
5. 木本理可, 塚本未来, 秋月茜, 内田英二, 神林勲, 塩野谷明. “心拍変動解析を用いた安全で効果的な至適運動強度同定の可能性—多段階運動負荷時における評価—. ”令和元年度北海道体育学会第 59 回大会, 2019.

参考文献

1. 早野順一郎, 山田眞己, 藤浪隆夫, 横山清子, 渡辺與作, 高田和之. “心拍変動と自律神経機能.” 生物物理, Vol.28, No.4, pp.32-36, 1988.
2. Akselrod S., Gordon D., Ubel F.A., Shannon D.C., Berger A.C., and Cohen R.J. “Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: A quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control.” *Science*, Vol.10, No.213, pp.220-222, 1981.
3. Pomeranz B., Macaulay R.J., Caudill M.A., Adam I.Kutz,D., Gordon D., Kilborn K.M., Barger A.C., Shannon D.C., Cohen R.J., and Benson H. “Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis.” *Am J Physiol*, Vol.248(1 Pt 2):H151-3, 1985.
4. 岡田慶雄, 易強, 鈴木敬明, 櫻川智史, 三浦清, 山澤友二, 都築伴三, 杉浦敏文. “日常生活を通じた心拍変動解析による自律神経活動の測定とそのリズム.” 電子情報通信学会技術研究報告: 信学技報, Vol.111, No.423, pp.29-32, 2012.

5. 渡邊志, 安形将史, 秋田谷研人, 小川勇人, 松本有二, 富田雅史, 近藤優輝, 武内諭右大, 森幸男. “Visual Analog Scale による不快音聴取時の主観評価と心拍変動解析との相関.” *バイオメディカル・ファジィ・システム学会誌*, Vol.14, No.1, pp.19-26, 2012.
6. 柳原延章, 石明寛, 後藤幸生, 蜂須賀徹, 中野正博. “レーダーチャート式自律神経バランス解析の女性更年期障害患者への応用—心拍変動解析値によるバランスと歪み・レーダーチャート式評価法—.” *産業医大誌*, Vol.36, No.3, pp.171-177, 2014.
7. 藤原 幸一. “ヘルスマonitoringのための心拍変動解析.” *システム／制御／情報*, Vol.61, No.9, pp. 381-386, 2017.
8. 早野順一郎, 岡田暁宣, 安間文彦. “心拍のゆらぎ: そのメカニズムと意義.” *人工臓器*, Vol.25, No.5, pp.870-880, 1996.
9. Pagani M., Lombardi F., Guzzetti S., Rimoldi O., Furlan R., Pizzinelli P., Sandrone G., Malfatto G., Dell'Orto S., and Piccaluga E. “Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog.” *Circ Res*, Vol.59, No.2, pp.178-193, 1986.
10. 森谷敏夫. “自律神経機能と運動.” *女性心身医学*, Vol.19, No.3, pp.271-277, 2015.
11. 高田晴子, 高田幹夫, 金山愛. “心拍変動周波数解析の LF 成分・HF 成分と心拍変動係数の意義—加速度脈波測定システムによる自律神経機能評価—.” *総合健診*, Vol.32, No.6, pp.12-20, 2005.
12. 梅谷健作, 玉木直文, 森田学. “術者によるブラッシングが自律神経系に及ぼす影響.” *口腔衛生学会雑誌*, Vol.61, No.5, pp.581-588, 2011.
13. 吉田勇一, 浅海靖恵, 中野聡太, 福留英明, 岡田裕隆, 崔元哲, 肥後成美. “理学療法学生が臨床実習から受けるストレスに関する基礎調査.” *理学療法学*, Vol.41, No.2, pp.94-95, 2014.
14. 石叡人, 羅志偉, 下園朋幸, 宮田和亮. “ウォーターマッサージベッドを用いたマッサージの自律神経活動変化と主観評価の関係.” *日本感性工学会論文誌*, Vol.15, No.3, pp. 297-302, 2016.

15. Billman GE. "Cellular mechanisms for ventricular fibrillation." *News Physiol Sci*, Vol.7, pp.254-259, 1992.
16. 松本珠希, 後山尚久, 木村哲也, 林達也, 森谷敏夫. "生体のゆらぎ現象から心身相関を探る: 心拍変動から評価した自律神経活動動態と月経前症候群・月経前不快気分障害との関連." *心身医学*, Vol.48, No.12, pp.1011-1024, 2008.
17. Vanderlei L.C.M., Pastre C.M., Hoshi R.A., Carvalho T.D.de, and Godoy M.F.de. "Basic notions of heart rate variability and its clinical applicability." *Rev Bras Cir Cardiovasc*, Vol.24, No.2, pp.205-217, 2009.
18. Catai A.M., Pastre C.M., Godoy M.F., Silva E., Takahashi A.C.M., and Vanderlei L.C.M. "Heart rate variability: are you using it properly? Standardisation checklist of procedures." *Braz J Phys Ther*, Vol.24, No.2, pp.91-102, 2020.
19. Hottenrott K., Hoos O., Esperer D.H. "Heart rate variability and physical exercise. Current status." *Herz*, Vol.31, No.6, pp.544-552, 2006.
20. Pagkalos M., Koutlianos N., Kouidi E., Pagkalos E., Mandroukas K., and Deligiannis A. "Heart rate variability modifications following exercise training in type 2 diabetic patients with definite cardiac autonomic neuropathy." *Br J Sports Med*, Vol.42, No.1, pp.47-54, 2008.
21. Joceline C. F. Sá., Costa E. C., a Silva E., Tamburús N. Y., Porta A., Medeiros L. F., Telma M.A.M.Lemos, Elvira M. M. Soares, Azevedo G. D. "Aerobic exercise improves cardiac autonomic modulation in women with polycystic ovary syndrome." *Int J Cardiol*, Vol.202, No.1, pp.356-361, 2016.
22. 尾方寿好, 堀田典生, 藤丸郁代, 近藤孝晴. "異なる動作頻度の他動歩行様動作時における心臓活動応答." *日本生理人類学会誌*, Vol.21, No.1, pp.23-28, 2016.
23. Bill I.C., Daniel B., Patrick W., Andres V., and Jeff D. "Quantification of Training Load and Training Response for Improving Athletic Performance." *Strength and Conditioning Journal*, Vol.39, No.5, pp.3-13, 2017.

24. 吉田敬義. “トレーニング効果と O₂ kinetics; 心肺運動負荷テスト.” 谷口興一編, 南江堂, pp.201-216, 1993.
25. “心血管疾患におけるリハビリテーションに関するガイドライン (2012年改訂版).” https://www.j-circ.or.jp/old/guideline/pdf/JCS2012_nohara_h.pdf (2020年7月15日参照)
26. 高橋哲也. “心筋梗塞; 実践的な Q&A によるエビデンスに基づく理学療法 第2版.” 内山 靖編, 医歯薬出版, pp.213-226, 2015.
27. 藤沼宏彰, 星野武彦, 吉田忍, 山口日吉, 三崎麻子, 北川昌之, 武藤元, 山崎俊朗, 清野弘明, 掛見宏一, 菊池宏明, 阿部隆三. “簡易乳酸測定器を用いた運動強度決定の試み.” 糖尿病, Vol.44, No.6, pp.515-519, 2001.
28. Wasserman K., and Mcilroy M.B. “Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise.” *Am J Cardiol*, Vol.14, pp.844-852, 1964.
29. 大槻桂右, 鈴木哲, 河野英美, 渡辺進. “心拍数二乗法による無酸素性作業閾値の測定の有用性: V-Slope 法ならびに二重積屈曲点法と比較して.” 理学療法科学, Vol.24, No.6, pp.793-796, 2009.
30. ユニオンツール株式会社 “myBeat WHS-1 オプションソフト「RRI Analyzer」使用方法ガイドブック.”
31. 森谷敏夫. “運動負荷テストの現状と展望—健常者における無酸素性作業閾値, Critical Power, EMG 疲労閾値(EMGFT) 及び交感・副交感神経活動動態の解析—.” 日本運動生理学雑誌, Vol.2, No.1, pp.15-17, 1995.
32. Vinik A., Maser R.E., and Ziegler D. “Autonomic imbalance: prophet of doom or scope for hope?” *Diabet Med*, Vol.28, No.6, pp.643-651, 2010.
33. Boettger S., Hoyer D., Falkenhahn K., Kaatz M., Yeragani V.K., and Bär K.J. “Altered diurnal autonomic variation and reduced vagal information flow in acute schizophrenia.” *Clin Neurophysiol*, Vol.117, No.12, pp.2715-2722, 2006.

34. Rechlin T., Weis M., Spitzer A., and Kaschka W.P. “Are affective disorders associated with alterations of heart rate variability?” *J Affect Disord*. Vol.32, No.4, pp.271-275, 1994.
35. Bonnemeier H., Wiegand U.K.H., Brandes A., Kluge N., Hugo A., Katus H.A., Richardt G. and Potratz J. “Circadian profile of cardiac autonomic nervous modulation in healthy subjects: differing effects of aging and gender on heart rate variability.” *J Cardiovasc Electrophysiol*, Vol.14, pp.791-799, 2003.
36. Earnest C.P., Lavie C.J., Blair S.N., and Church T.S. “Heart rate variability characteristics in sedentary postmenopausal women following six months of exercise training: the DREW study.” *PLoS One*, Vol.3, e2288, 2008.
37. Earnest C.P., Lavie C.J., Blair S.N., and Church T.S. “Heart rate variability characteristics in sedentary postmenopausal women following six months of exercise training: the DREW study.” *PLoS One*, Vol.3, No.6, e2288, 2008.
38. 西田裕介, 樋渡正夫, 丸山仁司. “施設入所高齢者における低強度運動負荷時の心拍変動 : 周波数解析を用いた自律神経活動の評価.” *理学療法学*, Vol.33, No.1, pp.1-6, 2006.
39. Gothe N.P., and McAuley E. “Yoga is as good as stretching-strengthening exercises in improving functional fitness outcomes: results from a randomized controlled trial.” *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, Vol.71, pp.406-411, 2016.
40. Fang R. and Li X. “A regular yoga intervention for staff nurse sleep quality and work stress: a randomised controlled trial.” *J Clin Nurs*, Vol.24, pp.3374-3379, 2015.
41. Hariprasad V.R., Sivakumar P.T., Koparde V., Varambally S., Thirthalli J., Varghese M., Basavaraddi I.V., and Gangadhar B.N. “Effects of yoga intervention on sleep and quality-of-life in elderly: a randomized controlled trial.” *Indian J Psychiatry*, Vol.55, pp.364-368, 2013.

42. Patra S., and Telles S. "Heart rate variability during sleep following the practice of cyclic meditation and supine rest." *Appl Psychophysiol Biofeedback*, Vol.35, pp.135-140, 2010.
43. Melville G.W., Chang D., Colagiuri B., Marshall P.W., and Cheema B.S. "Fifteen minutes of chair-based yoga postures or guided meditation performed in the office can elicit a relaxation response." *Evid Based Complement Alternat Med*, 2012, 501986, 2012.
44. Tyagi A., and Cohen M. "Yoga and heart rate variability: a comprehensive review of the literature." *Int J Yoga*, Vol.9, pp.97-113, 2016.
45. Bonnemeier H., Richardt G., Potratz J., Wiegand U.K., Brandes A., Kluge N, and Katus H.A. "Circadian profile of cardiac autonomic nervous modulation in healthy subjects: differing effects of aging and gender on heart rate variability." *J Cardiovasc Electrophysiol*, Vol.14, pp.791-799, 2003.
46. Baker S.E., Limberg J.K., Dillon G.A., Curry T.B., Joyner M.J., and Nicholson W.T. "Aging alters the relative contributions of the sympathetic and parasympathetic nervous system to blood pressure control in women." *Hypertension*, Vol.72, pp.1236-1242, 2018.
47. Kim C.K., McGorray S.P., Bartholomew B.A., Marsh M., Dicken T., Wassertheil-Smoller S., Curb J.D., Oberman A., Hsia J., Gardin J., Wong N.D., Barton B., McMahon R.P., and Sheps D.S. "Depressive symptoms and heart rate variability in postmenopausal women." *Arch Intern Med*, Vol.165, No.11, pp.1239-1244, 2005.
48. Meersman R.E., and Stein P.K. "Vagal modulation and aging." *Biol Psychol*, Vol.74, pp.165-173, 2007.
49. Bowman A.J., Clayton R.H., Murray A., Reed J.W., Subhan M.M., and Ford G.A. "Effects of aerobic exercise training and yoga on the baroreflex in healthy elderly persons." *Eur J Clin Invest*, Vol.27, No.5, pp.443-449, 1997.
50. Markil N., Whitehurst M., Jacobs P.L., and Zoeller R.F. "Yoga Nidra relaxation increases heart rate variability and is unaffected by a prior bout of Hatha yoga." *J Altern Complement Med*, Vol.18, No.10, pp.953-958, 2012.

51. Kanojia S., Sharma V.K., Gandhi A., Kapoor R., Kukreja A., and Subramanian S.K. “Effect of yoga on autonomic functions and psychological status during both phases of menstrual cycle in young healthy females.” *J Clin Diagn Res*, Vol.7, No.10, pp.2133-2139, 2013.
52. Cheema B.S., Houridis A., Busch L., Raschke-Cheema V., Melville G.W., Marshall P.W., Chang D., Machliss B., Lonsdale C., Bowman J., and Colagiuri B. “Effect of an office worksite-based yoga program on heart rate variability: outcomes of a randomized controlled trial.” *BMC Complement Altern Med*, 2013; 13:82.
53. Mocanu E., Mohr C., Pouyan N., Thuillard S., and Dan-Glauser E.S. “Reasons, Years and Frequency of Yoga Practice: Effect on Emotion Response Reactivity.” *Front Hum Neurosci*, 2018; 12: 264.
54. 廣瀬圭, 土岐仁, 小田紳介, 永作清. “拡張カルマンフィルターを用いたスキー・ターンの運動計測と力学解析に関する研究.” 日本機械学会論文集 (C 編), Vol.77, No.4, pp.470-480, 2011.
55. 廣瀬圭, 土岐仁, 近藤亜希子. “スキーヤーの関節角度・滑走速度計測によるスキー・ターンの運動解析に関する研究.” スポーツ産業学研究, Vol.22, No.1, pp.1-8, 2012.
56. 三浦哲, 山根真紀, 吉田陽平, 堀田朋基, 結城匡啓. “アルペンスキー Far East Cup 大回転競技におけるタイム分析.” 日本スキー学会第 25 回大会講演論文集, pp.22-23, 2015.
57. 近藤雄一郎, 竹田唯史. “アルペンスキー回転競技におけるタイム分析—2016 Far East Cup (Jisan) を対象として—.” スキー研究, Vol.13, No.1, pp.49-57, 2016.
58. 塩野谷明, 渋谷崇行, 小泉昌幸, 酒井吉雄, 藤の木一正, 管治男. “ジュニアアルペンスキー選手における無酸素性能力と競技成績の関係—10年間の追跡結果から—.” トレーニング科学, Vol.10, No.3, pp.155-164, 1999.
59. 山田保, 安部孝, 堀居昭. “一流アルペン・スキー選手の体力.” 日本体育大学紀要, Vol.13, pp.67-71, 1984.

60. 星野宏司, 角田和彦, 佐々木敏, 武田秀勝. “アルペンスキー選手に求められる爆発的筋力の評価法について.” 日本スキー学会第 24 回大会講演論文集, pp.38-39, 2014.
61. 平田大輔. “メンタルトレーニングの実際－大学女子スキー選手の事例から－.” 平成 25 年度専修大学スポーツ研究所所員報告, pp.36, 2013.
62. Shionoya A., and Sato K. “Development of a simulator generating ski board vibrations in actual skiing.” *Procedia Engineering*, Vol.60, pp.269-274, 2013.
63. Shionoya A., Shimizu Y., Kenmotsu Y., Imamura A., Uchiyama H., Kimoto R., and Kawada Y. “Development of new simulator generating high frequency component of ski board vibrations in actual skiing.” *Procedia Engineering*, Vol.112, pp.379-385, 2015.
64. 塩野谷明, 西條暁里, 監物勇介. “スキー実滑走中の機械力学振動およびヒト EMG の同時計測システムによるスキー板の振動とヒト EMG の相互関係分析の試み.” スキー研究, Vol.10, No.1, pp.1-11, 2013.
65. 牛山幸彦, 千明剛, 村山敏夫, 木竜徹. “膝関節角度を参照した筋電図解析によるスキー運動時筋疲労評価システム.” 生体医工学, Vol.43, No.4, pp.616-622, 2005.
66. Saijou T., Hotta S., Shinoda T., and Shionoya A. “Parallel measurement of the vibration and the EMG (Electromyography) in summer skiing (Grandeur); Development of the system for estimating an exhaustion.” *The Proc. 2nd Int. Conf. on Kansei Engineering & Affective Systems*, pp.115-118, 2008.
67. 棚橋良次. “スキー滑走のメカニズム：材料と振動の摩擦への寄与.” 日本機械学会誌, Vol.95, No.888, pp.1001-1004, 1992.
68. 廣瀬圭, 土岐仁, 近藤亜希子. “実滑走におけるスキー板の摩擦推定に関する研究.” 日本スキー学会第 24 回大会講演論文集, pp.14-15, 2014.
69. 大脇遼, 長谷川昌一. “スキーの加重中心の可聴化における時間遅れの影響.” 日本スキー学会第 24 回大会講演論文集, pp.20-23, 2014.

70. 塩野谷明, 西條暁里, 山本新平. “実滑走時のスキー振動とヒト EMG の同時計測システムの構築.” 日本スキー学会誌, Vol.20, No.1, pp.83-90, 2010.
71. Shionoya A. “Development of a simulator generating ski board vibrations in actual skiing.” *Procedia Engineering*, Vol.60, pp.269-274, 2013.
72. Shionoya A., Shimizu Y., Kenmotsu Y., Imamura A., Uchiyama H., Kimoto R., and Kawada Y. “Development of new simulator generating high frequency component of ski board vibrations in actual skiing.” *Procedia Engineering*, Vol.112, No.1, pp.379-385, 2015.
73. 木本理可, 高橋直也, 星野直, 監物勇介, 塩野谷明. “スキー・レーシング・パフォーマンス評価支援システムの基盤計測技術の構築.” スキー研究, Vol.15, pp.11-19, 2018.