フィールドにおける運動機能評価のための ユビキタスサービスをめざして

千明 剛 十 牛山 幸彦 十 木竜 徹 1

+新潟大学大学院 自然科学研究科 〒950-2181 新潟市五十嵐2の町 8050

E-mail: † {chigira,kiryu}@bsp.bc.niigata-u.ac.jp

あらまし 近年,健康増進のため運動に対する関心が高まり,健康サービスに携わる人々が増加している.ここで,アウトドアにおける運動が好まれるが,安全で適切な運動指導を行うまでには十分な環境が整っていない.そこで本研究では,小型,軽量で多変量の生体信号が計測でき,かつ無線通信可能な生体信号計測ユニットと運動機能評価結果をオンサイトでフィードバックするしくみを開発した.これによりユーザーを拘束することなく,自由な運動を行いながらの運動機能計測・評価が可能となった.運動機能評価では,特に,筋活動を Active と Passive にわけて筋疲労を評価する方法を検討した.

キーワード PDA , フィールド運動 , 表面筋電図 , 関節角度 , Active Exercise , Passive Exercise

Towards Ubiquitous Service for Evaluating Functional Activities in the Field Experiments

Takeshi CHIGIRA[†] Yukihiko USHIYAMA[†] and Thru KIRYU[†]

† Graduate school of Science and Technology, Niigata University 8050, Ikarashi 2, Niigata city 950-2181, Japan

E-mail: † {chigira, kiryu}@bsp.bc.niigata-u.ac.jp

Abstract Recently, the number of people involving in various health services has greatly increased because of high-demands in health promotion. However, the environment for wellness, especially for outdoor exercise, has been still insufficient for providing safe and appropriate exercise services. In this paper, we propose an exercise training system with the function of biosignal feedback by developing a lightweight and wearable measurement unit and multivariate biosignal processing. Accordingly, evaluation of exercise performance is available on demand without constraints of locations. The experimental results in a ski ground demonstrated that change in physica activity, especially focusing muscle activity for several phases, can be evaluated by this system.

Keyword PDA, Field Experiments, EMG, Joint Angle, Active Exercise, Passive Exercise

1. はじめに

近年,健康な状態を維持・増進・管理・回復するためにスポーツやエクササイズ,リハビリテーションなどに対する関心が高まり,携わる人々が増加している.しかし,これらの運動の効果を手軽に認知できる環境がないために,活発な運動を長時間繰り返し行ってしまい、疲労が蓄積し,ケガを引き起こしてしまうことがある.これにより,効果的な結果を得ることがでもないばかりか,目的達成のモチベーションまで低下してしまうことがある.

この問題を解決するため,無拘束でいつでも,どこでも手軽に生体情報を計測でき,運動による生体機能の変化を把握できるシステムが不可欠である.生体情報を計測・解析することで生体の状態を読み取ろうとする研究は多く,表面筋電図から筋活動量や筋疲労が推定されている[1].しかし,従来の表面筋電図計測は大型の計測器が必要で,リード線の届く範囲での運動しかできず,フィールド計測には不向きであった.ま

た , テレメトリーを使用した生体情報の無拘束計測も 行われているが、電波法による屋外での使用制限があ り場所を選ばなければならない .

そこで、ユーザーを拘束することなく、フィールド上における運動中の生体情報をいつでも・どこでも計測・解析し、運動機能を評価する健康増進支援システムの構築が提案された[2]、[3].このシステムは計測機器とデータ保存用 PC、閲覧機器から構成されている.しかし、実際の使用にはユーザーが装備する機器も多く、運動のパフォーマンスを制限してしまうものであった.これを解決するためにはユーザーが携帯する機器を最小限に抑える必要がある.また、最近では、PDAの高性能化に伴い、単なる閲覧だけでなく、生体情報の計測まで出来るようになっている[4].

ここでは,フィールドでの自由度の高い運動を,ユーザーに対しなるべく負担をかけることなく生体情報を計測・評価するために PDA を用いた計測機器を開発する.PDA に計測機能をもたせ,データの保存,無線

通信を活用する .この PDA を用いた計測機器を実際にスキー運動のフィールド実験で使用し,その有効性を検討した.

2. システム構成

2.1. 提案するシステム

提案するシステム構成を図1に示す.フィールド上で運動を実際に行うユーザーと,サポートセンターでユーザーの生体情報を保存・管理・評価するスポーツドクターから成る.PDAを用いた計測機器によりユーザーの生体情報を計測し,インターネットを通じて計測データをサポートセンターで保存する.スポーツドクターは計測データからユーザーの運動機能の変化を評価する.このようにユーザーに生体情報計測可能なPDAを持たせることによって,運動パフォーマンスを制限することなく手軽に生体情報の計測が可能となる.また,計測用のPDAとネットワークのアクセスポイント間は無線通信で接続されており,ユーザーはPDAと計測機器を携帯するだけで,生体情報の管理や運動機能の評価などのサービスを受けることができる.

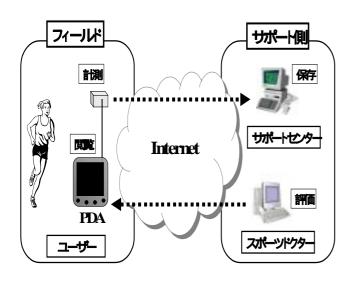


図1 システム構成

2.2. PDA を用いた計測機器の開発

外部環境とのデータの送受信が可能な無線 LAN 内蔵の PDA (iPAQ Pocket PC h5550, HP 製)と PCMCIA タイプの A/D 変換カード (DAQCard-6024E, National Instruments 製),小型の生体情報計測用ユニット (MYO-4, DELSYS 製)を用いて構成した(図 2).総重量が約 600 グラムとなった.

PDA は 単体での無線通信が可能であり,また,拡張パック(デュアル PC カード拡張パック, HP 製)と組み合わせて使用することによって,A/D 変換カードを

利用することができる.

また,A/D 変換カードによって PDA に計測機能を持たせるために, LabVIEW PDA Module7.0(National Instruments 製)をインストールした.その上,開発した計測実行プログラムを作成し, PDA に搭載した.このプログラムは計測チャンネル,サンプリング周波数,計測時間を選ぶことができ,START,STOPをタッチすることにより計測を開始,終了することが出来る.なお,計測したデータを無線転送するために,フリーソフトウェアである CedarFTP for Pocket PC (FTP クライアントソフト)を用いた.



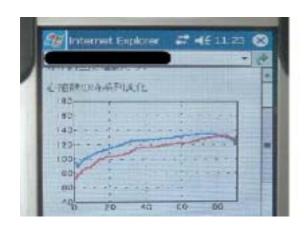
図2 PDA を用いた計測機器

3. フィールド

3.1. スキー実験

フィールド実験は,2005年3月に3日間連続で実験を行った(妙高高原池の平温泉スキー場カヤバゲレンデ).ゲレンデの全長は約4000メートルであり,平均斜度は14度であった.被験者は健常な成人男性(30歳)である.

対象としたスキー運動は1日の中で連続的にトライアルを行う繰り返し運動である.ひとつのトライアルは約20分のリフト搭乗(休息),約5分のスキー運動(運動)の合計約25分からなり,1日に午前・午後各4トライアルを行った.ここで,2分間の心電図をリフト搭乗時に,スキー運動開始申から5分間の表もリフト搭乗時に,スキー運動開始申に計測した.またり間広筋を対象と右前脛骨筋と右外側広筋を対象とした。また,フレキシブルゴニオメータにて両足の膝関節角度も同時に計測した.計測したデータは験者が待機しているサポートセンターに転送され,常時データ内容の確認



(a)心拍変動の時系列変化



(b) 筋疲労指標の時系列変化

図3 閲覧画面

をすることが出来る.験者は転送されたデータを運動機能評価し ,結果をウェブ上にアップロードし PDA から閲覧可能とした.被験者の主観的な疲労具合を知るためにトライアルの前後に RPE を計測し ,トライアル後に NASA-TLX を計測した.

3.2. 計測条件

被験者にはあらかじめプロトコルを説明し、同意の 下に実験を行った.実験では,スキー運動時の心電図・ 筋電図・関節角度の計測を行った、被験者は, PDA計 測機器を携帯した.表面筋電図計測における被験筋は, スキー運動で積極的使う外側広筋,前傾骨筋を対象と した.運動中の表面筋電図を計測するため,生体に無 侵襲な 2-bar アクティブアレイ電極(DE-2.3 electrode, DelSys 製)を用い,利き足に貼付した.心電図は,胸 部双極誘導により計測した.この時,電極は直径 3cm のディスポーザブル電極を使用した.ここで表面筋電 図計測と心電図計測はともに利得 60dB とした .また, 両膝にフレキシブルゴニオメータ(SHAPE SENSOR 製)を装着し,膝関節の屈曲伸展角を計測した.以上, 合計5チャンネルの生体信号計測を行い,サンプリン グ周波数 1024 H z , 量子化ビット数 12bit で A/D 変換 後,PDA内のSDカード(1GBSD card, HP製)に保存し た.

4. 結果

5 分間のスキー運動終了後に PDA 計測機器に保存されたデータ量は 11.6MB であった . パフォーマンス 結果の内訳は , 計測装置からおよそ 40 メートル離れた験者側のノート PC におよそ 300 秒で転送した . このときのデータ転送率は約 30kB/sec であった .

閲覧可能な内容は心拍変動と筋疲労評価指標である.図3の(a)は心拍変動の閲覧画面である.心拍変

動は計測した心電図より RR 間隔をもとめた.この RR 間隔時系列を等間隔時系列とするために3次スプライン補間処理後,4 Hz でリサンプリングを行った.それから1 秒あたりの心拍数を算出し心拍変動を求めた.心拍変動は心肺機能から運動強度を測るのに身近な循環器系に対する客観的評価指標である.

図 3 の(b)は筋活動評価の閲覧画面である.計測した表面筋電図より抹消系の客観的指標として筋疲労評価指標をもとめた.振幅情報である整流化平均値である ARV (Averaged Rectified Value)と周波数情報である平均周波数 MPF (Mean Power Frequency)を算出し,時系列から,これらの相関関数 ARV-MPF を筋疲労指標とした[5].ARV の算出式は次式となる.

$$arv(m) = \frac{1}{t_e(m) - t_s(m)} \int_{t_s(m)}^{t_e(m)} |S(t)| dt$$
 (1)

ただし,S(t) は筋電図信号, $t_s(m)$, $t_e(m)$ はそれぞれmフレーム目の開始時刻,終了時刻である.一方,各フレームにおける MPF は,周波数をf,対象フレームでのパワースペクトラムをP(f;m) として以下のように与えられる.

$$mpf(m) = \frac{\int_{0}^{\infty} f \cdot P(f;m)df}{\int_{0}^{\infty} P(f;m)df}$$
 (2)

ここではさらに、1024 サンプルを 1 フレームとし、512 サンプルずつシフトしながら、フレーム毎に ARV と MPF の相関関数 ARV-MPF を筋疲労指標して算出した、心拍変動と筋疲労評価指標を閲覧可能にすることによって、ユーザーが運動強度と筋疲労を認知することができるようにした.また、現在のトライアルとひとつ前のトライアルを同時に表示することによって運動機能の変化を表した.このように表示することによってトライアル毎の運動機能変化を認知できるようにした.

5. 考察

小型で軽量な計測装置を開発することによって生 体信号を手軽に,いつでもどこでも計測することが可 能となった、そして、ユーザーとサポートセンターを 無線通信でつなぐことによって両者の間でデータ共有 が可能となった、これによりユーザーの運動パフォー マンスを制限することなく運動支援サービスを提供す ることが可能である.しかし,計測転送から評価を閲 覧するまでに時間が300秒と時間がかかる.迅速な運 動機能のフィードバックこそがケガの予防につながる ので、今回のデータ転送で最も時間がかかった転送時 間をさらに短縮する必要がある.この問題を解決する ために専用の FTP サーバーと FTP クライアントを開発 することが考えられる.また,計測機器とPDAを接続 しているケーブルが太く硬いという点、計測機器との コネクト部が大きいという点があったので解決する必 要がある.

また,自由な運動での筋疲労評価を行うために,スキー運動を2つの運動場面に分けて評価しようと考えている.それは,ターンをしようという能動的な運動場面(Active Phase)とスピードによって起こる外力から体を支えようとする受動的な運動場面(Passive Phase)である.この場面ごとの筋疲労評価が可能になることによって短時間での評価が可能となり,フィールドにおける運動機能評価をいつでも・どこでも手軽に行うことが出来るサービスが実現可能なのではないかと考えられる.

6. まとめ

本報告では、小型で無線通信可能な PDA 計測機器を開発することによって、ユーザーを無拘束でいつでも、どこでも生体情報を計測可能しサポートセンターとのデータ共有を可能とした.また、自由度の高い運動もActive Phase と Passive Phase に場合わけをし、筋疲労をスナップショット的に評価する方法を確立することによってフィールドにおける運動機能評価のためのユビキタスサービスが実現の可能性を探った.

以上のことから,自由度の高いフィールド運動の生体情報を手軽に計測することができた.将来,運動機能評価をいつでもどこでも行えるサービスが近い将来に構築できるのではないかと考えられる.

斜辞

本研究のフィールド実験は,新潟大学教育研究支援 経費の補助により実施したものである.ここに感謝申 し上げます.

猫 文

- [1] R.Merleti, L.R.Lo Conte, and C.Orizio, "Indecies of muscule Fatigue", J.Electromyography and Kineology, vol.1, pp.20-33, Jun. 1991.
- [2] 村山敏夫,木竜 徹,牛山幸彦,青木航太:"オンサイトでの生体情報フィードバックのコーチングへの効果",第19回生体・生理工学シンポジウム論文集,pp.293-294. Nov. 2004.
- [3] 青木航太,木竜 徹,牛山幸彦: 計測・解析機能分散型支援システムによる運動機能評価",第25 回バイオメカニズム学会学術講演会論文集,pp.105-108. Oct. 2004.
- [4] 鈴木琢治,大内一成,土井美和子,森田千絵、佐藤誠: LifeMinder: ウェアラブル健康管理システム,情報処理学会第 65 回全国大会 5T4B-4,pp.219-222. Mar. 2003.
- [5] T. Kiryu, K. Takahashi, and K. Ogawa, "Multivariate analysis of muscular fatigue during bicycle ergo meter exercise," IEEE Trans. BME, vol. BME44-8, pp.665-672, 1997.