

ヒューマノイドロボットと人間とのインタラクションにおける人間計測システムの開発

Development of a bioinstrumentation system for interaction with a humanoid robot

○ 齊藤 稔, 難波 伸広, 今西 一剛, 伊藤 加寿子(早稲田大学)

Massimiliano Zecca (早稲田大学先端科学・健康医療融合研究機構)

高信 英明(工学院大学, 早稲田大学ヒューマノイド研究所)

高西 淳夫(早稲田大学, 早稲田大学ヒューマノイド研究所)

1. はじめに

近年, 産業用あるいは極限作業用といった閉ざされた場で利用されるロボットとは違う, 福祉やエンターテイメントなどの, 人間との共存や共同生活を目的としたパーソナルロボット[1]の研究が盛んに行われている. このようなロボットは, 家庭内や公共の場など, より人間と接する機会の多い状況で利用されることになるため, これまでのロボットよりさらに, 身体的にはもちろんのことながら, 心理的にも人間に悪影響を与えないようにしなければならない. しかし, これまでロボットが人間に与える心理的影響は, アンケートなどによる主観的な方法でしか評価されておらず, 客観的には計測されていなかった. そこで本研究では, ロボットと人間のインタラクションにおいて, ロボットが人間に与える影響を客観的に計測可能な装置を開発することを目的とした.

2. 計測指標と機械ハードウェア

一般に人間の情動が変化すると生理指標[2]変化が生じることが知られている. また, 生理指標の変化は人間が意識的にコントロールし難いものである. このことから生理指標の変化を計測することで, 人間の情動の変化を計測できるのではないかと考えた. また, 人間は体を, 主体的な意思を持って動かしていることが多いため, 動きを計測することにより人間の意思を計測できるのではないかと考えた. そこで, 生理指標としては, 被験者の動作が計測データに影響を及ぼしにくい, 心電, 心拍数, 呼吸数, 発汗量, 脈波, 血圧の相対変化を採用し, 体の動きとしては, コミュニケーションにおいて, 重要な役割を果たす頭部, 腕部, 手部の動作[3]について計測することとした. 以上より, 本研究では人間計測システムWB-1R(Waseda Bioinstrumentation system No.1 Refined)を開発した. 図 2.1, 図 2.2 に WB-1 の計測する生理指標, 全体図を示す.

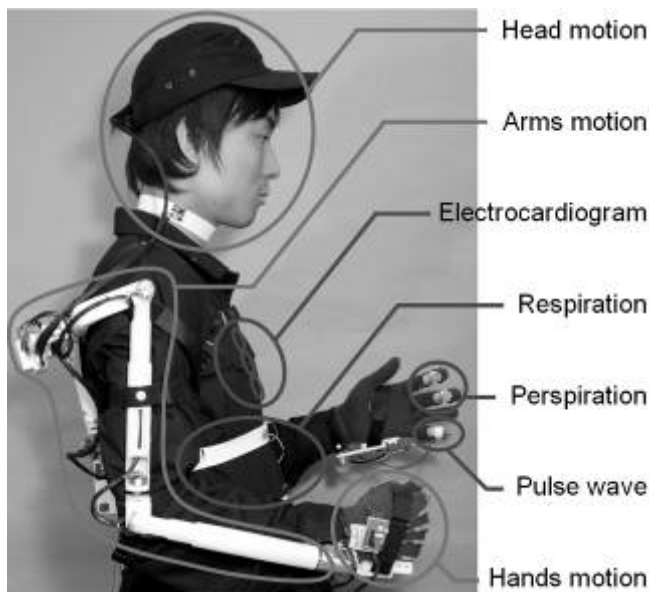


図 2.1 WB-1R 全体図と計測指標

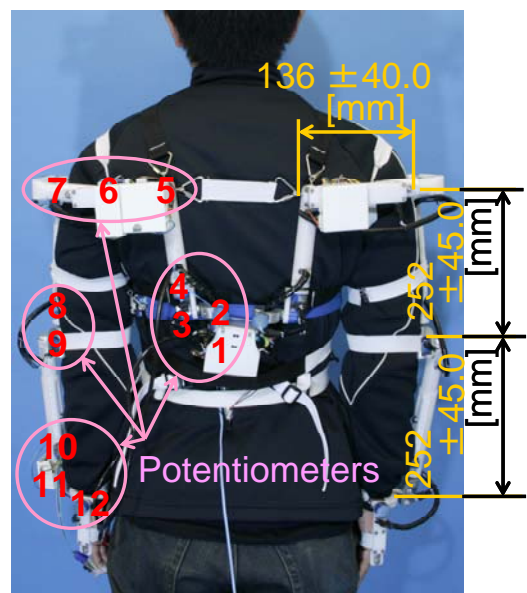


図 2.2 WB-1R 背面図

3. 生理指標計測

3. 1 心電

心電とは心臓の活動によって生ずる微弱な電流を計測したものである。これを体表面の特定の部位において記録したものが心電図であり、心臓の動きを観察するために使われる。そこで本研究では、筋肉が活動したときに生じる微弱な活動電流を測定する筋電計を製作した。動作している際の筋肉の活動電流の影響を避けるため、図 2.1 のように、筋肉が少なく心臓に近い大胸筋の隣に縦に電極を貼り、計測した。得られた波形を図 3.1 に示す。高いピークを持つ波形を R 波と呼び、閾値を設定することによりその間隔 Δt_H を求め、以下の式により心拍数を求めた。

$$\text{心拍数} = \frac{60}{\Delta t_H} \quad [\text{回}/\text{min}] \quad (1)$$

3. 2 呼吸

呼吸法には、肋骨を広げたり閉じたりする胸式呼吸と、腹を出したり引っ込めたりすることにより横隔膜を上下させる腹式呼吸とがある。一般に、女性には胸式呼吸が多く、男性には腹式呼吸が多いと言われている。しかし、常に一定の方法で呼吸をしているわけではないので、呼吸の変化をより正確に測定するため、胸部と腹部の両方で測定することとした。測定器は、測定部にゴムを巻き、その上に歪ゲージを張ることで、呼吸時の変位を測定することを可能とした。計測された呼吸の山と山の間隔を Δt_B とすれば、呼吸数は以下の式で求まる。測定された呼吸の波形を図 3.2 に示す。

$$\text{呼吸数} = \frac{60}{\Delta t_B} \quad [\text{回}/\text{min}] \quad (2)$$

3. 3 発汗

発汗には精神性発汗と温熱性発汗の 2 種類が知られている。精神性の発汗部位は掌と足底であり、温熱性の発汗部位は掌と足底を除いた全身の皮膚である。また、精神性の発汗を電氣的に捉えたものが皮膚電気活動であり、皮膚電気活動の計測方法には掌や指先に微弱な電流を流し皮膚の見かけ上の抵抗変化を調べる通電法と電流を流すことなく直接電位差を測定する電位法がある。本研究では図 2.1 に示したように指先に電極を貼り、電流を流す通電法を用いた。皮膚電気活動の波形を図 3.3 に示す。ここで、点線で囲った部分は手の甲をさすり発汗を促したときで皮膚電気抵抗が低下していることがわかる。

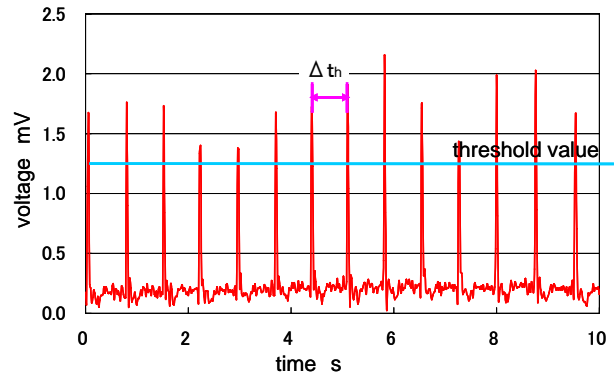


図 3.1 method of deriving heart rate from ECG

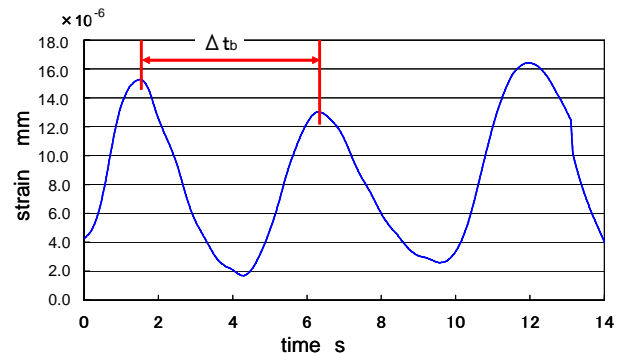


図 3.2 respiration at rest

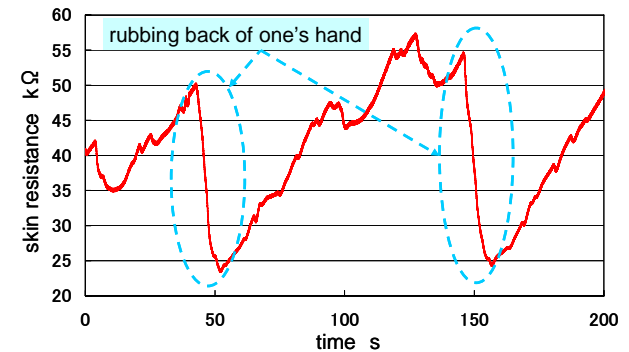


図 3.3 change of perspiration (skin resistance)

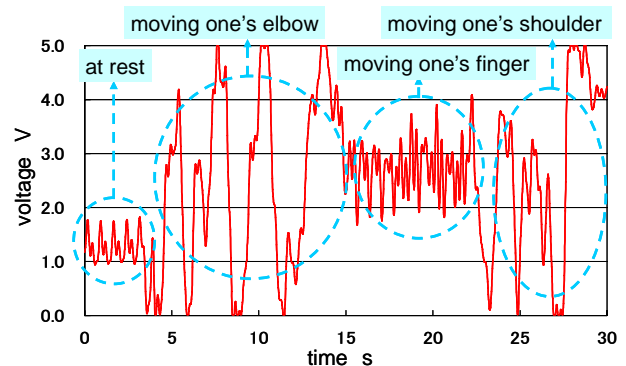


図 3.4 pulse wave in several situations

3. 4 脈波

脈波とは、血液が心臓の圧縮により大動脈に押し出された時に発生した血管内の圧力変化が抹消方向に伝わっていく時の波動のことである。この波動による血管内の圧力変化を捕らえたものが圧脈波であり、血管の容量変化を捕らえたものが容量脈波である。血中へモグロビンはその量が血管の容量変動に伴い変化し、ある波長帯の光に強い吸収スペクトルを持っている。この波長帯の光を照射した時の生体の透過光は、ヘモグロビン量に応じて変化するので、この透過光の強度から脈波を検出することが可能である。そこで本研究では小指に LED の光を照射し、その透過光をフォト・ダイオード[4]を用いて測定した。その結果を図 3.4 に示す。このように、安静時にはきれいな脈波の波形を描いているものの肘、指、肩が動くと血管が圧迫されて変動してしまっただけで、測定箇所を比較的動きの影響が少ないとされている耳にし、測定したが、これも首の動きの影響を受けてしまった。そこで本研究では測定箇所を指先とし、人間計測システム WB-1R により体の動きがないと計測されたときだけ、これを生理指標として用いることとした。

また、人間の血管は血圧が上昇すると硬くなり、反対に血圧が低下すると軟らかくなるといわれている。そこで、脈波が正常な生理指標として用いることができるときは、PWTT (Pulse Wave Transit Time) を求め、血圧の相対的な変化を取得した。PWTT とは、心電の R 波の立ち上がりから脈波が伝播し終わるまでの時間のことである。血管が硬いとき脈波の伝播速度は速くなり PWTT は短くなるが、血管が軟らかいと脈波の伝播速度が遅くなり PWTT が長くなるという特徴がある。

4. 上半身動作計測

4. 1 腕部動作

腕の動きを計測するため、各関節にポテンショメータを用いた外骨格状の機械式モーションキャプチャを開発した。一般に人間の腕の自由度は 7 自由度と言われている[5]が、すくみなどの動作を行うと、肩の回転中心が移動してしまい、7 自由度では表すことができない。そこで、これを計測するため、原点から肩までに 6 自由度、その先に 6 自由度配置した片腕 12 自由度の計測装置を開発した (図 2.2)。また、人間、及び、外骨格の剛体リンクモデルを有顔ベクトル法[6]より図 4.1 のように定義し、この装置で得られたデータを人間モデルに変換した。この計測器を評価するため、点間 100[mm]のグリッド状

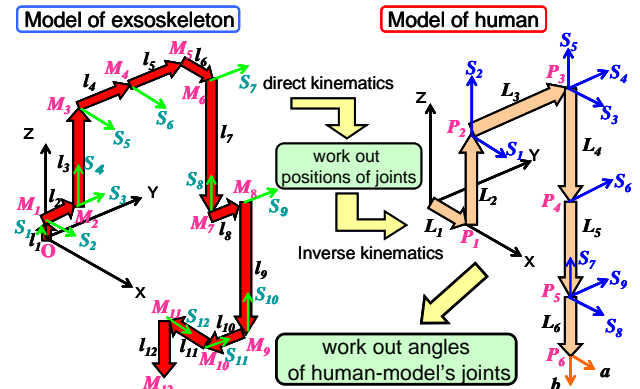


図 4.1 conversion of models for WB-1

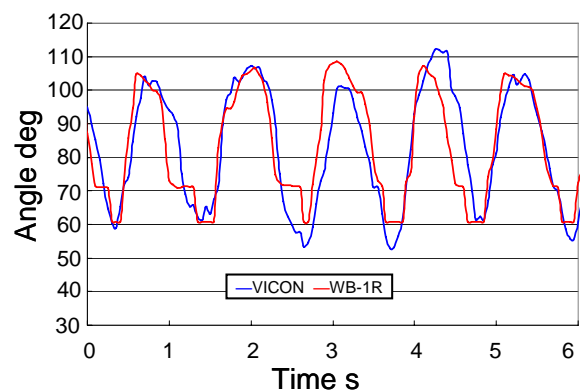


図 4.2 comparison of WB-1R with VICON

の点を指差して、手先位置の計算との誤差を調べたところ、その最大誤差は 53.3[mm]となった。この値は意識の方向を調べるくらいであれば十分許容できる範囲内だと考える。

4. 2 手部動作

ジェスチャ、把持等の動きを計測するため手の動きを計測することとし、曲げセンサを用い、各指の屈曲・伸展および親指の内転・外転の 15 自由度を計測可能なグローブを開発した。この計測器を評価するため光学式モーションキャプチャである vicon を用いその差を調べた。ここでは小指第 2 関節のデータのみ図 4.2 に示す。最大誤差が 25.9[deg]となったが、腕部のとき同様、許容範囲内であると考えられる。

4. 3 頭部動作

ジャイロセンサの動的な部分と加速度センサの静的な部分を組み合わせることにより、ジャイロセンサの積分誤差、加速度センサの重力加速度以外の影響を排除し、

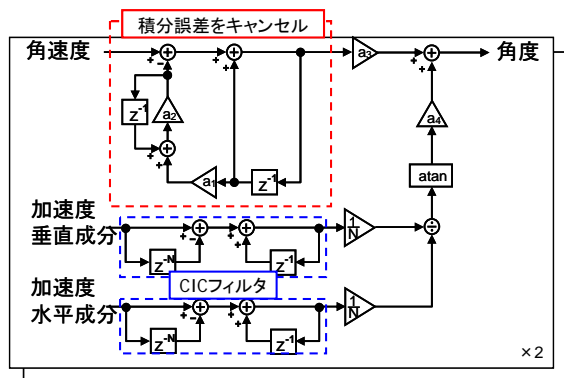


図 4.3 algorithm of posture angle calculation

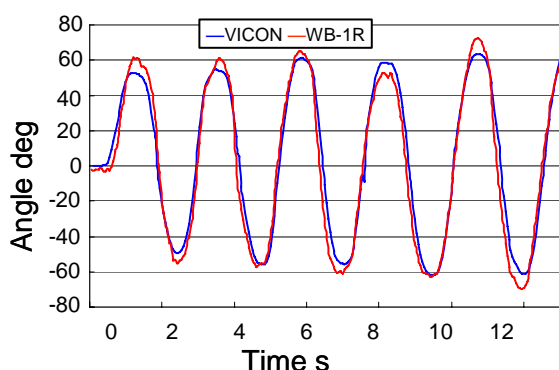


図 4.4 comparison of WB-1R with VICON

また加速度センサでは計測できないYaw軸を、地磁気センサを用いて補正し、3軸姿勢計測モジュールを開発した。これにより頭部Roll, Pitch, Yaw軸および首首Pitch軸角度を計測した。図4.3にその姿勢計測アルゴリズムを示す。手部のときと同様に評価実験を行った。ここでは最も誤差が大きかったYaw軸周りの回転について図4.4に示す。最大誤差は24.2[deg]となったが腕部の計測と同様、十分許容できるものであると考える。

5. システム構成

生理指標計測の信号処理にMicrochip TechnologyのPIC16F877、動作計測の信号処理に同社のdsPIC30F4013を用い、AD変換と移動平均フィルタをかける、さらに、xilinxのXC9572を用いてAND回路を組むことにより各PICからの計測データをひとつにまとめRS232cでPCへと通信している。システム構成図を図5.1に示す。

6. 結論と今後の展望

人間計測システムWB-1R(Waseda Bioinstrumentation system no.1 Refined)の開発を行い、その有用性を確認した。今後このシステムを用い、ロボットの及ぼす心理的影響

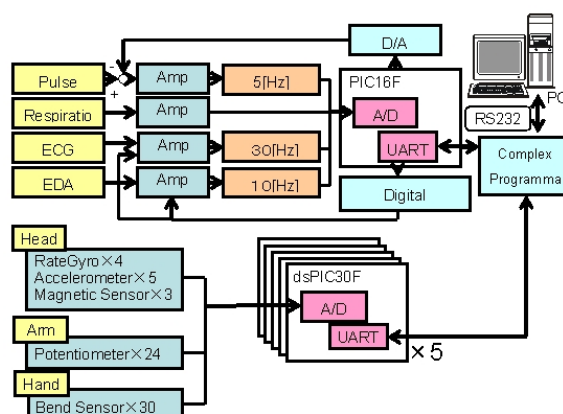


図 5.1 system chart

の計測を行う。また、労働作業の評価、ロボットの遠隔操作、ロボットパターン生成、ロボットのインタラクションにおける取得情報の強化、などにも利用可能であると考えられる。

謝辞

本研究は早稲田大学ヒューマノイド研究所にて行われた。本研究のヒューマノイドコンソーシアムへの参加企業に対して感謝の意を表します。また本研究はヒューマノイド国際研究所ROBOCASAにて行われた。イタリア外務省文化交流振興局の研究・振興産業応用事業に感謝致します。さらに、本研究の一部は、早稲田大学特定課題研究助成費(課題番号:2004A-251)ならびに、岐阜県からの委託であるWABOT-HOUSEプロジェクトによって行われた。ここに謝意を表します。

最後に、研究に協力頂きました聖アンナ大学院大学ARTS Lab, ソリッドワークス・ジャパン(株), (株)NTTドコモ, 早稲田大学理工学総合研究センター早稲田大学文学部木村裕教授, 早稲田大学科研機構吉田菜穂子助教授, 文教学院大学人間学部長野祐一郎様に感謝の意を表します。

参考文献

- [1] Hiroyasu Miwa, et al.: "Effective Emotional Expressions with Emotion Expression Humanoid Robot WE-4RII", Proceedings of the 2004 IEEE/RSJ Intl.Conference on Intelligent Robot and Systems, pp.2203-2208, 2004
- [2] 日本ME学会: 医用電子生体工学ME事典, コロナ社, 1978
- [3] 齋藤洋典, 喜多壮太郎: ジェスチャー・行為・意味, 共立出版, 2002
- [4] トランジスタ技術 2004年11月号, CQ出版, pp217-221, 2004
- [5] I. A. KAPANDJI / 荻島秀男 監訳 / 嶋田智明 訳: カパントイ 関節の生理学 I 上肢, 医歯薬出版株式会社, 1986
- [6] 広瀬茂男: ロボット工学, 裳華房, 2003