

人間のストレスの客観的解析評価

中島 康博, 安田 星季

Analysis and measurement method for human stress

Yasuhiro NAKAJIMA, Seiki YASUDA

抄 録

快適な福祉機器設計を支援するため、心電図R-R間隔、指尖脈波信号を用いて簡易型緊張ストレス計測システムを試作開発し、車椅子操作時の緊張ストレスの検出を試みた。その結果、直進と旋回の走行において、旋回走行時に緊張ストレスレベルが有意に高まる結果を得た。また、直進走行時の加速度設定を下げると、同様に緊張ストレスレベルが高まる結果となった。これらの結果は走行難易度とほぼ一致する結果であり、電動車椅子操作時の緊張ストレスを検出できたといえる。この結果に基づいて、電動車椅子に搭載可能な緊張ストレスのリアルタイム計測装置を試作開発し、同じタスクの走行実験を行った結果、同様に緊張ストレスを計測できた。

キーワード：ストレス、電動車椅子、操作性

Abstract

For the purpose of supporting to design assistive tools, we developed a trial product of tension stress measuring device using R-R interval of ECG and finger pulse wave. And we tried to detect tension stress during to manipulate an electric wheelchair. As a result, tension stress when examinees were turning and stopping just in front of a bar was larger than when they were going straight and stopping. And when electric wheelchair was set low acceleration and deceleration, we found same result. It was almost in proportion with difficulty of driving, so we could detect a rise of tension stress.

Using the result, we developed a trial product of real time tension stress measuring device that could be carried on a electric wheelchair. We made same experiments with the device, and we found same result.

KEY-WORDS : stress, electric wheelchair, drivability

1. はじめに

人間が使用する様々な機器は人間に利便性を提供すると同時に、使用するにあたって様々な負荷を強いることが多い。

事業名：経常試験

課題名：人間のストレス感覚の客観的解析評価

近年では、機器の使いやすさを様々な方法を用いて評価している。以前より行われてきた方法では、アンケートや口頭試問により、SD法等を用いて心理量による評価を行ってきた¹⁾。この方法は、特別な機器が必要なく簡便なためよく使われているが、データに人間の主観が入るため被験者間の個人差や表現等に左右される欠点を持つ。そのため、個人の表現によるばらつきを除去し客観的なデータを得る方法として、コルチゾールなどの血中ホルモン濃度による評価手法が研究

されてきた²⁾。しかし、この方法は人体への侵襲（生体内の恒常性を乱す可能性のある外部からの刺激。外科手術など。）の問題があるため、精度の必要な計測以外では一般的に用いられない。そこでより簡便かつ客観的な評価手法として、現在皮膚発汗や皮膚温等の指標による非侵襲型の計測手法が研究されている段階である^{3,4)}。

本研究では快適な福祉機器設計を支援するため、人間の緊張ストレスを客観的に評価する試みとして、心電図R-R間隔、指尖脈波信号を用いての簡易型緊張ストレス計測システムを試作開発し、車椅子操作時の緊張ストレスの検出を試みた。

2. 心電図、指尖脈波による緊張ストレスの計測

HQ L人間生活工学研究センターでは、産業科学技術研究開発プロジェクト内で人間感覚計測応用技術に関する研究が行われてきた。そこでは、各種生理指標を用いて人間にかかるストレスを評価する方法について研究されている。本研究では、これら一連の研究で呈示されてきた心電図、呼吸、血圧、瞬目等を用いた計測手法をより簡便にし、心電図及び脈波伝播時間の2指標を用いて車椅子操作時の緊張ストレスの検出を試みた。

2.1 心電図

心電図とは、心臓の収縮・拡張運動を起こさせる過程を電気的に見たものである。図1に描かれている心電図波形の模式図で、P波は心房の興奮を、QRS群は心室の興奮を、T波は心室の興奮回復を表しており、R波はもっとも振幅が大きく検出しやすい。R-R間隔とは、R波のピークから次のR波ピークまでの時間間隔（秒）であり、この逆数に60をかけたものが心拍数（BPM：beats per minute）となる。

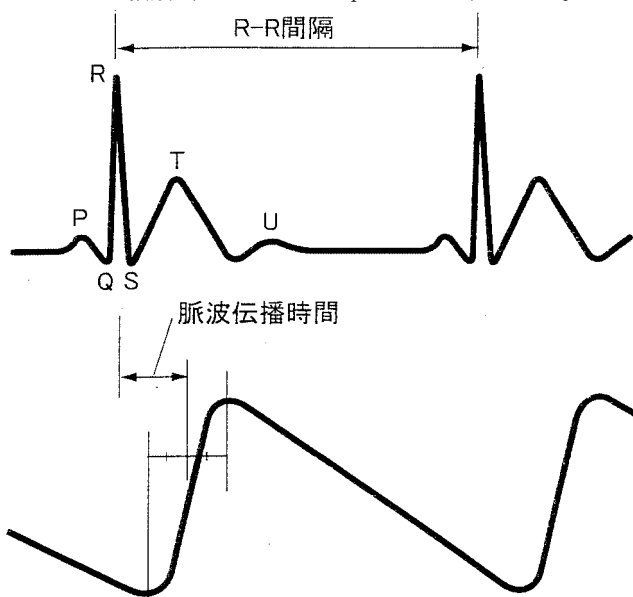


図1 心電図波形（上）及び指尖脈波波形（下）

緊張ストレスの計測ではR-R間隔と、脈波伝播時間を計測するためのR波ピーク時刻を検出するのが目的なので、振幅の大きいR波計測は簡易な手法で十分である。R波は、心臓をはさんだ対角に電極を貼り付ければ計測可能なので、両前腕の橈骨茎状突起に電極を貼り付け計測した（図2）。



図2 センサ装着状態

2.2 脈波

脈波は、心臓からの血液拍出による圧力波である。脈波は、心電図のR波ピーク時刻（心室の興奮）よりやや遅れて全身に伝播する。波形はR波の直後に最低圧となった後急激に上昇し、その後緩やかに減少する山形となる。脈波伝播時間は、心室の収縮から脈波が計測点に到達するまでの時間として定義される（図1）。

脈波の検出には、光電式のセンサがよく用いられる。近赤外光を皮膚表面に向けて照射し、その反射光を受光する。反射光は皮膚毛細血管の血液量によって変化し、血液量は脈圧によって変化するので、反射光量により脈波を検出することができる。この計測では車椅子操作の妨げにならないよう、左手薬指にセンサを装着した。脈波伝播時間は、脈波の極大・極小時刻の中間時刻と、心電図R波ピーク時刻との差を取ることで得た。

2.3 計測装置

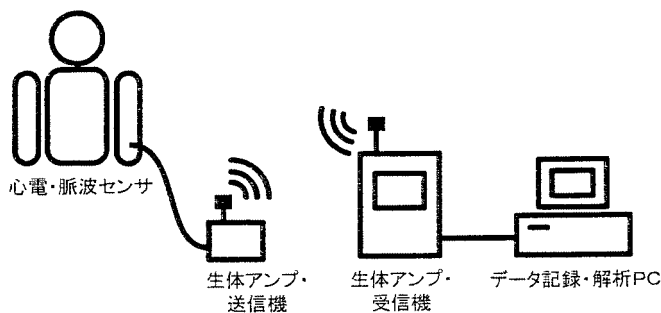


図3 計測装置

生体指標の計測装置はサイナクトMT-11（日本GEマレットメディカルシステム社）を用い、被験者に心電・指尖脈波センサを接続し、サンプリングレート250Hzで無線送信機を経由して計測した（図3，4）。この信号をPCへ取り込み、テスト終了後に心電図のR-R間隔と脈波伝播時間をパラメータにして緊張ストレスレベルをオフライン演算した。



図4 計測画面

2.4 緊張ストレスレベルの計算式

緊張ストレスを計測する場合、複数の生理指標を計測することでノイズや誤差要因を避けることができるが、指標数を増やすと人体への拘束が強くなり、計測する際の適用場面が狭まるため、本研究の目的にはそぐわない。そこで、拘束をできる限り弱くするため、計測には装着が簡単で拘束も弱い心電図及び脈波を用いる。一般に、緊張ストレスが上昇すると心拍数が上昇し脈波伝播時間が減少することが知られている。これらを用いたストレスレベルの計算式は、

$$S.L. = A \times \frac{60}{\Delta t_{RR}} - B \times \Delta t_{PTT} + C (A, B > 0)$$

Δt_{RR} ：心電図R-R間隔(s), Δt_{PTT} ：脈波伝播時間(s)

と表すことができる。A,B,C各係数の値は統計的に求められるが、ここではHQLの研究により示された値を用いた。

3 車椅子走行時のストレス計測試験

緊張ストレスの検出実験を行うため、被験者を電動車椅子に乗せ正面と横から衝突防止バーへ接近、停止する走行課題を与え、そのテスト中にセンサ信号をモニタした。被験者は、20代後半から40代後半までの健康男性5名とした。

3.1 直進走行—停止実験

直進走行—停止実験では、バーに垂直な方向を向き、バーから膝までの距離が50cmの位置からスタートし、10cm以内まで接近して停止させた（図5，6）。このときの車椅子の設定は、表1に示すように、最大速度と加減速度を2段階に分

け、4パターンをそれぞれ2度の練習の後に2試行ずつ行った（表1）。

表1 直進—停止実験時の電動車椅子動作設定

動作設定	最大速度	加速度	減速度
1	1.11m/s	0.56m/s ²	0.74m/s ²
2	0.67m/s	0.56m/s ²	0.74m/s ²
3	1.11m/s	0.28m/s ²	0.37m/s ²
4	0.67m/s	0.28m/s ²	0.37m/s ²



図5 直進走行—停止実験

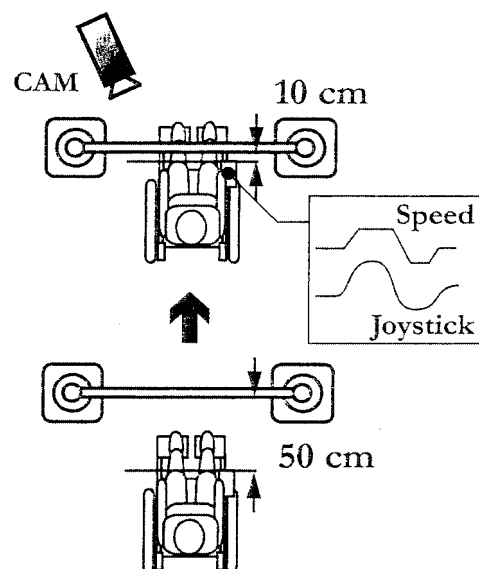


図6 直進走行—停止時の試験

3.2 旋回走行—停止実験

旋回走行実験では、バーと平行な方向を向き、バーから1m、停止位置から3mの位置からスタートし、左前方に置いたパイロンを通過した後に旋回してバーと垂直になり、バーからの距離10cm以内まで接近して停止させた（図7，8）。車椅子の設定は、表1に示すように、最大角速度と角加速度を2段階に分け、4パターンをそれぞれ2度の練習の後に2試行ずつ行った。最大速度及び加速度は、直進走行—停止実験の動作設定1のまま固定とした。

表2 旋回-停止実験時の電動車椅子動作設定

動作設定	最大角速度	角加速度
1	72deg/s	240deg/s ²
2	36deg/s	180deg/s ²
3	72deg/s	72deg/s ²
4	36deg/s	72deg/s ²



図7 旋回走行-停止時の試験

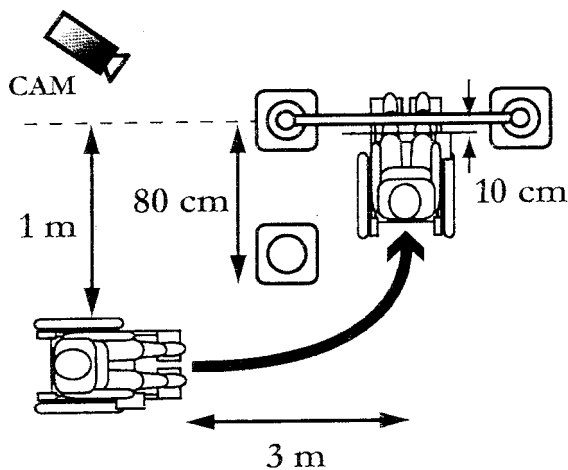


図8 旋回走行-停止実験

3.3 実験結果

実験結果を図9-12に示す。図9は直進-停止と旋回-停止のタスクについて被験者別に実験中の最大緊張ストレスレベルと平均緊張ストレスレベルの差を取り、同一タスク中でその平均を取ったものである。これを同一被験者間でt検定を行った結果すべての被験者で1%有意の結果が得られた。また、直進走行時の動作設定別に緊張ストレスレベルを比較すると、最高速度設定による差異は見られなかったが、加速度設定による差異が5%有意で現れ、低加減速時に緊張ストレスレベルが上昇する結果となった(図10)。次に、旋回走行時における動作設定別の緊張ストレスレベルだが、すべての動作設定において有意な差は見られなかった(図11)。

時系列データによる評価については、明らかにスタート時と停止直前の緊張ストレスレベルに差異が見られた。図9は

直進走行実験を行った際の時系列データだが、バー最接近-停止前後で緊張ストレスレベルのピークが来ており、緊張ストレスを十分に表しているのが見て取れる(図12)。他の被験者についても同様の傾向が現れており、障害物近傍を走行する際の緊張状態を検出することができたといえる。

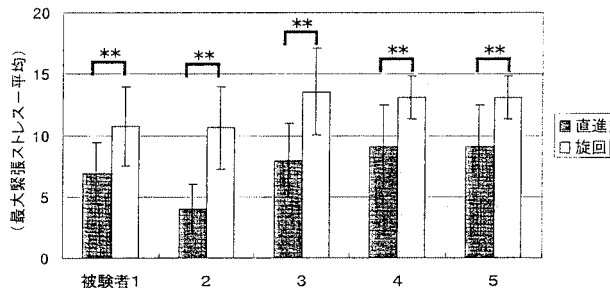


図9 実験時の緊張ストレスレベルの比較 (**は1%有意を表す)

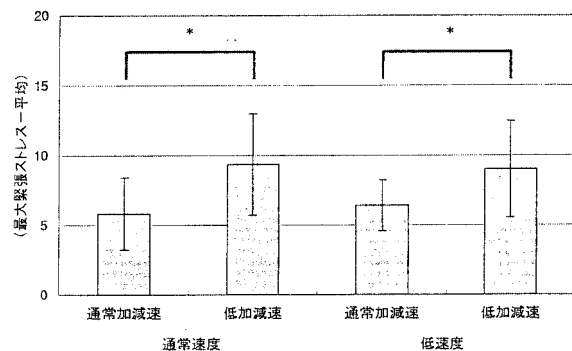


図10 直進走行-停止時の緊張ストレスレベル (*は5%有意を表す)

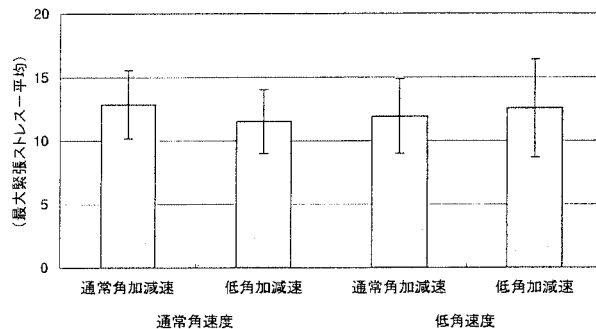


図11 旋回走行-停止時の緊張ストレスレベル

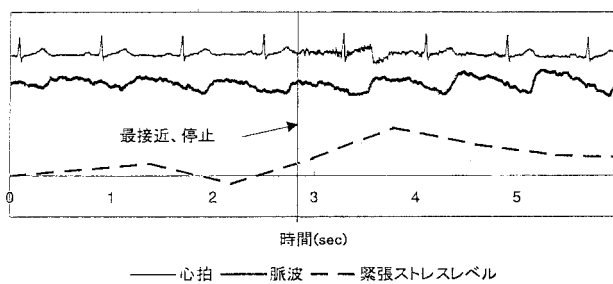


図12 実験時の緊張ストレスレベル

3.4 考察

直進と旋回による緊張ストレスレベルの違いについて、主な要因は走行経路の決定と、その経路に沿った車椅子操作に関わるものと思われる。直進から停止の走行経路の場合、経路については一次元的な思考となる。すなわち被験者はバーと車椅子との距離のみを車椅子操作の判断材料とする。車椅子の操作についても、ジョイスティックの前後操作（より正確に言えば前方のみ）による直進速度の制御のみ行えばよいいため、バー接近時における被験者への負荷が小さいと思われる。

これに対し、旋回時の走行経路は2次元的な思考（平面上の位置+方向）が必要となる。被験者は経路を決めるにあたり、ショートカット防止用のパイロン回避、旋回開始位置の決定、バーへの進入角度、バーまでの距離を判断しなければならない。車椅子の走行経路はクロソイド的な曲線となり、位置と方向を判断しながら車椅子を操作しなければならない。それに伴い、ジョイスティック操作も前後左右の2軸で操作しなければならないため、操作難易度が上昇し、緊張ストレスが増加したものと思われる。

次に、加速度設定による緊張ストレスレベルの違いについて、加減速度の低下により停止位置の予測が難しくなる事が緊張ストレス増加の要因と思われる。一般に、走行時の加減速度が緩やかなほど快適に走行できると思われがちだが、今回の実験のような位置制御的走行の場合には必ずしもそうではない。減速度が小さいと通常の場合より遠くから減速を開始しなければならない。つまりその分だけ停止位置予測の難度が上がることとなる。しかも、加速度減少によりジョイスティック操作に対する車椅子の反応が鈍くなり、イメージする操作と実際の動作にずれが生じることが、緊張ストレスを増加させる要因のひとつとなっていると思われる。

旋回操作については、角加速度の違いによる緊張ストレスレベルの差異が見られなかったが、これは緊張ストレスの増加がある一定値以上にはならず、単純なタスクレベルごとの和にはならないためと思われる。

4. 緊張ストレスのリアルタイム計測

前述の実験より、車椅子操作における緊張ストレスレベルの検出は十分可能であることがわかった。この結果を踏まえ、電動車椅子に搭載して緊張ストレスレベルをリアルタイム計測するシステムを試作開発した。

電動車椅子にレンジフリーコントローラFA-M3（横河電機）をデータ処理用コンピュータとして搭載した。心電・脈波センサ信号はバンドパスフィルタとアンプを通過後、FA-M3のA/Dコンバータに取り込む。信号はサンプリングレート200Hz、分解能10bitでサンプリングした。

FA-M3は心電R波をリアルタイムでモニタし、R波ピー

クをイベントとして検出する。イベント検出後、R波ピーク時刻を基点として脈波信号のサンプリングを開始し、極大値と極小値時刻を記録する。イベント検出後一定時間たつてから脈波のサンプリングを終了し、脈波伝播時間を計算した後緊張ストレスレベルを演算した。

これを用いて3章の走行-停止実験と同様の実験を行った結果、リアルタイムでオフライン演算と同等の緊張ストレス検出を実現できた。

5. まとめ

簡便な緊張ストレス計測手法として、心電図及び脈波伝播時間の2指標を用いて車椅子操作時の緊張ストレスの検出を試みた。直進-バー接近-停止と旋回バー接近-停止の2つのタスクを被験者に課し、車椅子の加速度及び最高速度の設定を4種類設定して走行実験を行った。その結果、直進と旋回の走行において、全被験者について旋回走行時に緊張ストレスレベルが有意に高まる結果を得た。また、直進走行時の加速度設定を下げると緊張ストレスレベルが高まる結果となった。これらの結果は走行難易度とほぼ一致する結果であり、上記方法により電動車椅子操作時の緊張ストレスを検出できたといえる。

この結果に基づき、電動車椅子に搭載可能な緊張ストレスのリアルタイム計測装置を試作開発し、同じタスクの走行実験を行った結果、同様に緊張ストレスを計測できた。

6. 今後の展開

電動車椅子走行時における緊張ストレスのリアルタイム計測が実現できたことで、これを電動車椅子にフィードバックして制御に応用することが可能となった。応用には様々な場面が考えられるが、その一つとして電動車椅子の制御系とリンクし、緊張ストレスに応じ最高速度や操作感度、加減速度を変化させて車椅子の操作性を調整するシステムを試作開発し、走行テストを行う予定である。

謝辞

本研究は、産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門（旧生命工学工業技術研究所）、札幌医科大学から多大なるご協力を頂いて進めた。ここに記して感謝の意を表す。

引用文献

- 1) 市川伸一：心理測定法への招待，サイエンス社，314PP.，（1991）
- 2) 日本生理人類学会計測研究部会編：人間科学計測ハンド

ブック，技報堂出版，631PP，（1996）

- 3) 河崎雅人他 3 名：局所発汗量連続記録装置の心理的負荷測定装置としての信頼性と有効性に関する研究，医器学，Vol.66，No.9，PP.475-481，（1996）
- 4) 西条淳夫：皮膚温による非接触ストレス計測，KEC技報，No.161，PP.36-42，（1997）