

スマートシートベルトバックルによるテンション変動を考慮した呼吸特徴抽出

大溪 紘平

指導教員：小栗 宏次

1 はじめに

呼吸は呼吸中枢によってコントロールされており、不随意呼吸の深さや頻度は血中酸素分圧など身体状態によって変化する。運転中ではドライバの眠気や疲労といった状態と呼吸の関係が報告されており [1], 運転中の呼吸を計測することでドライバの状態をモニタリングしながら安全な運転を支援することが期待される。

これまでに、運転中の簡易で安価な呼吸計測法としてスマートシートベルトバックルによる呼吸検知を提案した [2]。しかし、ピーク検出による呼吸数算出のみでストレスの評価に有用とされている 1 呼吸ごとの深さやタイミング [3] 等については評価できていない。本研究ではスマートシートベルトバックルの信号でバンド型呼吸センサと同等の呼吸指標 [4] を算出する。呼吸数だけでなく呼吸振幅やタイミングなどを正確に算出できるようになることで、バンド型センサで得られた知見をそのまま応用することが期待できる。

2 スマートシートベルトバックル

スマートシートベルトバックルはバックルに取り付けるデバイスで、バックルの内側に圧力センサが配置される。シートベルトの着用時にはベルトのテンションによってタンクが運転席側に引かれ、センサ部に圧力がかかる。呼吸による体幹部の変動もシートベルトを介してバックル部分に伝わるため呼吸による変動を計測できる。

図 1 は静止状態中に体を動かした際のスマートシートベルト波形で赤色で示した区間で体を前に倒した後元の姿勢に戻っているが、ベルトが引き出されてテンションが弱くなっている。このように同じ姿勢であってもシートベルトのテンション状態は変化するためスマートシートベルトバックルの信号から呼吸信号を取り出すには呼吸以外のテンション変動を取り除く必要がある。

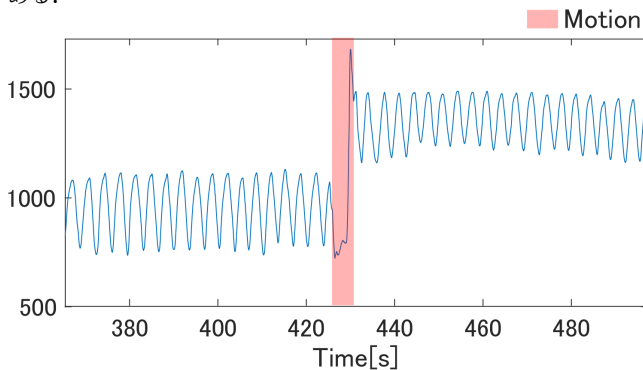


図 1 体動によるテンション変動と呼吸波形

3 テンション変動を考慮した呼吸特徴抽出

スマートシートベルトバックルの信号からテンション変動を除去して呼吸波形を抽出して呼吸特徴の抽出を行う。まず、カットオフ周波数 1Hz で 4 次のバターワースローパスフィルタを適用し高周波な変動を除去する。次に、呼吸による変動での呼吸ピーク部分では呼吸成分がないと仮定し 4 秒の窓で最大ピーク

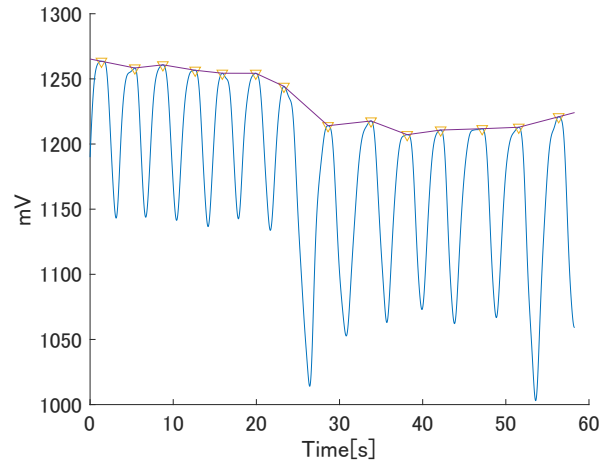


図 2 スマートシートベルトバックル波形とベーステンション算出を算出し線形補間によってベーステンション変動を推定する。図 2 は算出されるベーステンションの例で上側のピークを結んだベーステンションを除いた波形が呼吸波形となる。呼吸指標算出はバンド型センサでの指標算出法 [4] を用いる。呼吸波形の微分波形がその標準偏差の 0.2 倍を超える部分を吸気立ち上がりとしてそのあとの区間から吸気のピークを検出する。図 3 のように検出されたから点から呼気時間・吸気時間・PPI・呼吸振幅と呼気・吸気時間を合わせた呼吸時間の 5 つの指標を算出する。振幅の大きさについては締め付けの強さによって変化すると考えられるが、ピーク検出時点のベーステンションによって値が決まる線形の補正式を適用することでテンション変動の影響を受けない。

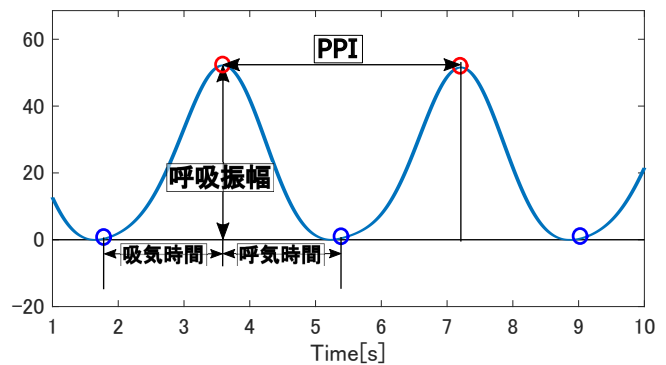


図 3 呼吸指標

4 異なるテンション状態での呼吸特徴抽出検証

4.1 測定条件

5 人の被験者 (22 ± 1 歳, 男性 4 名女性 1 名) で 3 段階のベルト締め付け状態でバンド型 DC 呼吸センサ AP-C034 (ミユキ技研) と同時に計測を行った。ベルトの締め付けはばねに加えてモーターでも巻き取りが行えるモーターリトラクタを用いた。締め付け弱状態では緩めたベルトをモーターを使用せず巻き取り、締め付け中・強状態はモーターによって 2 段階の強さの巻き取りを行った後の状態である。それぞれの締め付け状態にしたのち DS のハンドルを持った安静姿勢で 1 分間不随意呼吸を行う。

4.2 結果

バンド型呼吸センサとスマートシートベルトバックルからそれぞれ呼吸指標を算出した、図4は1被験者のPPIの変動を表したグラフでテンション状態に依らずバンド型センサとほとんど同じ値となった。表1に各時間的特徴の平均絶対誤差を示す。平均でスマートシートベルトバックルの更新間隔である80msより小さい誤差で算出できている。呼気時間、吸気時間、呼吸時間はほとんど変わらず、PPIだけがより誤差が少なくなった。これは吸気のピーク部分の方が立ち上がりよりも正確に検出できているためである。息を吐いた状態では比較的ベルトが緩んだ状態となるため呼吸による変動が伝わりにくいことが原因と考えられる。

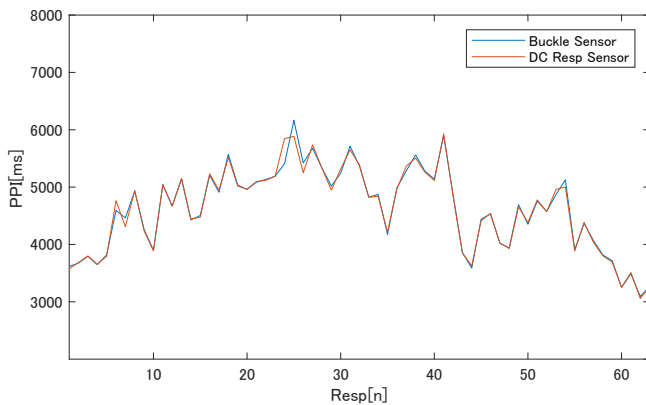


図4 PPI

表1 時間特徴の誤差

	吸気	呼気	呼吸	PPI
MAE[ms]	71.4	71.6	73.8	44.8

呼吸振幅はバンドの巻き方によって変動するため、締め付け中状態の平均振幅が1になるよう正規化を行い全体の相関を評価した結果、無相関となる被験者もいるなどテンション状態の変化によって大きなずれが生じた。図5は呼気ピーク時のベーステンション値とDC呼吸センサに対するスマートシートベルトバックルの呼吸振幅の比を示したグラフで、締め付け中・強状態ではベーステンション値が低くなる、則ちテンションが強くなるほど振幅が低くなる傾向にある。一方で弱状態ではベーステンションに関係なく振幅が変動している。

締め付け弱状態では上記と同様に呼気部分変動が伝わりにくいいため正確な振幅が算出できないと考えられる。テンション中・強状態については振幅比がベーステンションによって変動することから、線形式による補正を行うと図6のようにテンション変動で大きくずれていた部分がなくなり、全体の相関が全被験者で認められるようになった(表4.2)。このことからある程度以上の締め付けがある状態ではあらかじめ線形式のパラメータを求めることで呼吸振幅を校正でき、テンション状態が変動しても同一の指標として扱えると考えられる。

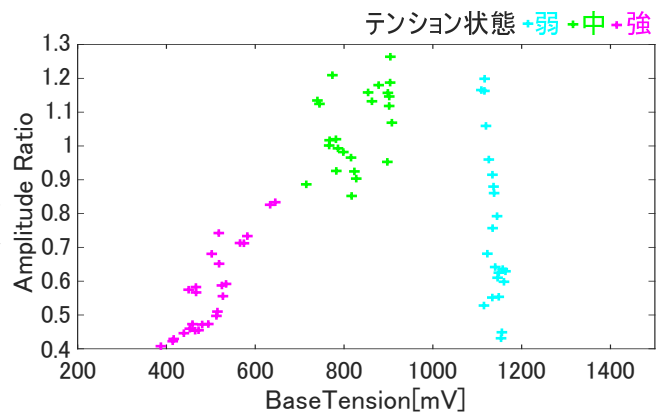


図5 ベーステンションと呼吸振幅比

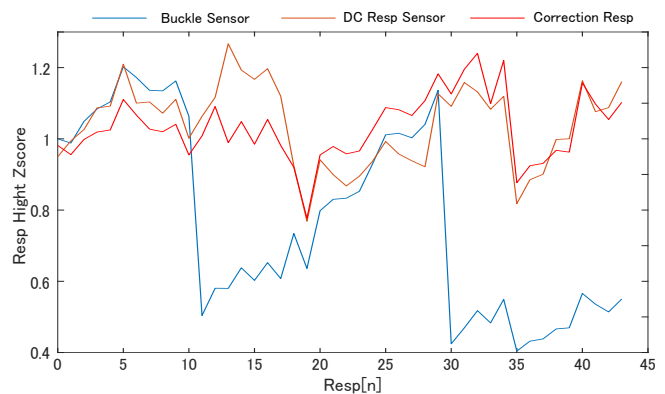


図6 呼吸振幅の線形補正

表2 補正による相関変化

Sub	補正前	補正後
SubA	-0.02	0.63
SubB	0.61	0.65
SubC	0.34	0.85
SubD	0.61	0.78
SubE	0.12	0.49

5 おわりに

スマートシートベルトバックルに乗るテンションの変動に影響されない呼吸指標算出方法を提案した。時間的特徴についてはテンション変動によらず高い精度での指標算出が可能であり、特にPPIに関してはほとんど誤差のない指標算出が可能であった。呼吸振幅についてはテンション状態に影響を受けるがある程度以上のテンション状態であれば線形式による補正が可能であることを示した。モーターリトラクタなどでテンション状態を調整することができればスマートシートベルトバックルのみで振幅計測が可能であると考えられる。

参考文献

- [1] 鈴木 他, 人間工学, Vol.49, No.1, pp.25-31, 2013
- [2] 大溪, 愛知県立大学卒業論文, 2019
- [3] 梅沢, 生理心理学と精神生理学, Vol.9, pp.43-55, 1995
- [4] 中川 他, 人間工学, Vol.43, No.1, pp.33-40, 2007