

心拍変動の Deceleration capacity (DC) について

清野 健

平成 23 年 2 月 22 日

心拍数を調整する迷走神経と交感神経の活動は、それぞれ、車のブレーキとアクセルにたとえられるように、心拍数の減少と増加に関係している。Bauer らが提案した deceleration capacity (DC) と acceleration capacity (AC) は、心拍変動に見られる瞬時心拍数の減速と加速を分解して解析することで、心臓迷走神経と交感神経の活動を選択的に定量化することを意図した指標である。これまでの研究により、心筋梗塞後の心臓迷走神経活動の低下は死亡リスクの増加と関係していることが知られており、瞬時心拍数を減速させる心臓迷走神経活動の定量的指標は、心疾患における有用な予後予測因子になると考えられる。DC を最初に導入した Bauer らの報告では、心筋梗塞後の DC の減少は、SDNN やパワースペクトル成分 (HF, LF) などの従来の心拍変動指標と比べて、より強力な予後予測因子であった。

1 DC の定義

ここでは、DC の計算法を説明する (図 1 に計算の概略をまとめた)。解析の対象となるのは、ホルター心電図記録から心拍変動として抽出された R-R 間隔時系列である。この時系列の中で R-R 間隔が直前のものよりも長くなった点をアンカーとして選択する (図 1(1))。ただし、期外収縮や R 波検出の誤りなどのアーティファクトの影響を避けるため、直前の R-R 間隔から 5 % を超えた増加が見られる点については、アンカーから除外する。

次に、選択されたすべてのアンカーについて、アンカーを中心とした一定の長さの部分時系列を切り出し (図 1(2))、アンカーが横軸の原点になるようにすべての部分時系列を同じ領域に重ねる (図 1(3))。この領域内のすべての部分時系列を対象に、横軸の座標 i ごとに R-R 間隔の平均値 $X(i)$ を求める (図 1(4))。このように平均化することで、瞬時心拍数の減少の前後で共通した変動パターンが抽出される。Bauer らは、このように増加や減少などの特定の条件により選択した部分時系列の平均化を、Phase-rectified signal averaging (PRSA, 位相訂正信号の平均化) と呼んだ。

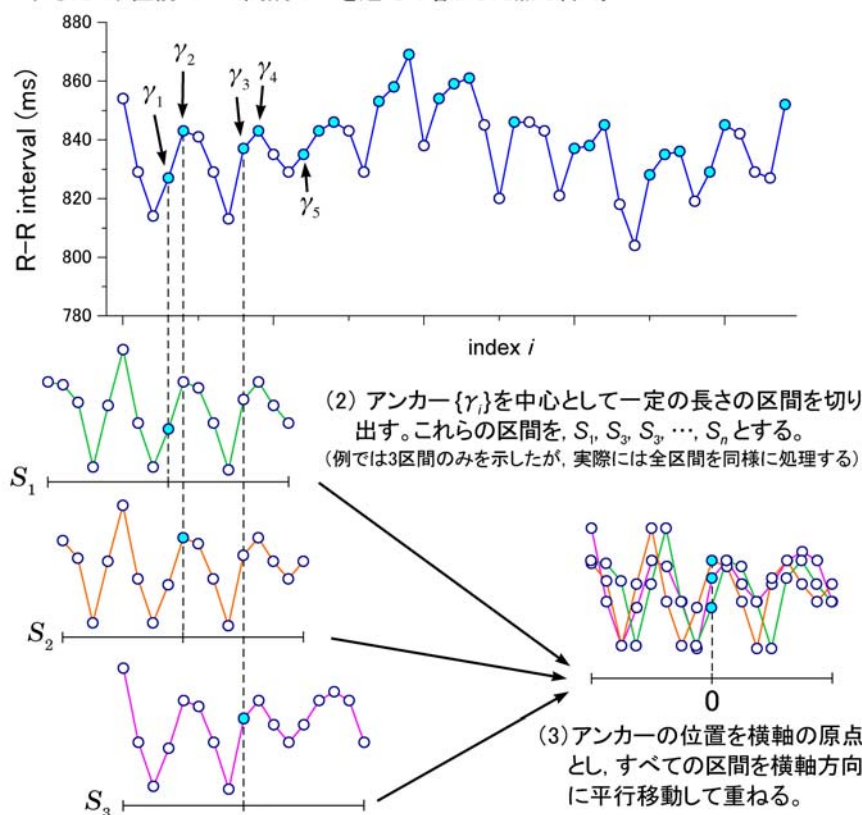
統計指標としての DC は、この PRSA 信号 $\{\dots, X(-2), X(-1), X(0), X(1), \dots\}$ を使い、次のように定義される：

$$DC = \frac{X(0) + X(1) - X(-1) - X(-2)}{4} \quad (1)$$

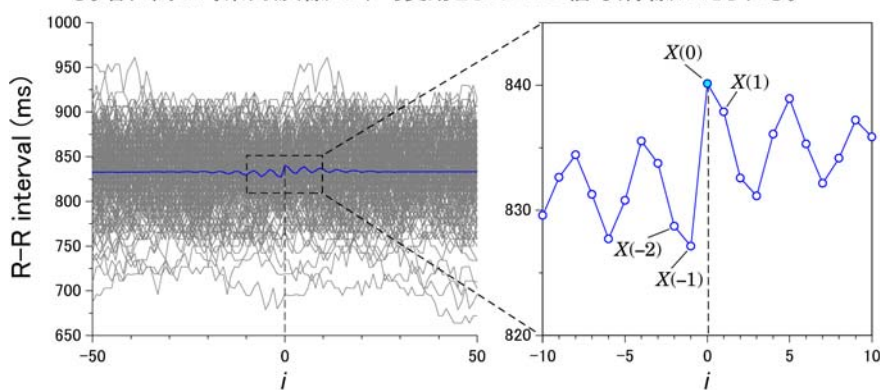
図 1 の例では、アンカーの前後にある程度の長さをとったが、DC を計算するだけであれば、アンカーの 2 拍前と 1 拍後を含む部分時系列を切り出せば十分である。

瞬時心拍数の減少をアンカーとした PRSA 信号では、 $X(0) - X(-1)$ は R-R 間隔の増加幅の平均値になっている。DC の計算にはさらにその前後の一拍が含まれており、PRSA 信号に含まれる

- (1) 直前のR-R間隔よりも間隔が長い点(●)をアンカーとして選択する。ここでは条件を満たすアンカーを順に、 $\gamma_1, \gamma_2, \gamma_3, \dots, \gamma_n$ とする。ただし、アーティファクトの影響を軽減するため、直前のR-R間隔の5%を超えて増加した点は除く。



- (4) 重ねた区間 $\{S_i\}$ について、横軸の座標 i ごとにR-R間隔の平均値 $X(i)$ を計算する。各区間の時系列(灰線)の平均変動としてPRSA信号(青線)がえられる。



- (5) PRSA信号 $\{X(i)\}$ を使い、Deceleration capacity(DC)は次の式で定義される。

$$DC = \frac{X(0) + X(1) - X(-1) - X(-2)}{4}$$

図 1: Deceleration capacity (DC) の計算の概略 .

振動成分の大きさも DC の値には反映される．大雑把に言えば，DC は PRSA 信号のアンカーの付近の振幅に対応する．

一方，瞬時心拍数の増加をアンカーとして計算される指標が AC である．この場合も，アーティファクトの影響を軽減するため，直前の R-R 間隔から 5 % を超えた減少が見られる点については，アンカーから除外する．PRSA 信号を求める手続きと AC の定義式は，DC の場合と同じである．

2 PRSA 信号の特徴と DC の関係

DC は PRSA 信号のアンカー付近の変動を特徴づけている．DC の値が心拍変動のどのような特徴を反映するのかを見るため，ここでは，心拍変動と PRSA 信号の関係について簡単に述べる．PRSA は，ノイズや非正常性の中に埋もれた周期的変動を抽出する手法として提案された．PRSA では，周期振動における増加，もしくは減少といった位相を選択的に平均化することで，振動位相の乱れやノイズの影響を軽減し，元の時系列に含まれる周期的変動を抽出している．

図 2 を例として，この点を説明する．図 2(a) は筋梗塞後患者の 24 時間心拍変動の例であり，この心拍変動の瞬時心拍数の減少と増加に関連した PRSA 信号が，それぞれ，図 2(c) と (d) である．これらの PRSA 信号には，およそ 5 拍周期と 50 拍周期の振動成分が見られる．これらの周期は，図 2(c) の中央のピークを基準として，右に隣あう振動のピークまでが約 5 拍，右側のなだらかな盛り上がりまでの幅が約 50 拍として見積もることができる．これらに周期については，PRSA 信号のパワースペクトル (図 2(e)) のピーク ($f = 1/5$, および, $1/50$ [1/beat]) として明確に読み取ることができる．これらの振動成分は元の心拍変動のに含まれていたものであり，心拍変動のパワースペクトル (図 2(b)) にも同じ位置にピークが見られる．しかし，図 2(b) と (e) を比べた場合，PRSA 信号の周期的成分の信号対雑音比 (SN 比) は，元の心拍変動のものよりも著しく改善しており，PRSA 信号が振動成分を効果的に抽出していることがわかる．

DC の計算に使う PRSA 信号を，図 2(c) 中の挿入図に示した．心拍変動の周期的変動成分は PRSA 信号の振動に反映され， $X(1)$ の増加と $X(-2)$ の減少に関係している．結果として，DC の増加に影響している．図 2 の例は， $DC = 5.1$ ms であり，これは Bauer らの基準では低リスク ($DC > 4.5$ ms) に分類される．

一方で，Bauer らの基準において高リスク ($DC \leq 2.5$ ms) に分類される心筋梗塞患者の例を，図 3 に示した．図 3(上段) の例では，DC, AC とも絶対値に同程度の減少があり，それぞれに関係する PRSA 信号 (a, b) に対称性が見られる．この PRSA 信号のパワースペクトル (c) には，図 2(e) に見られるような周期振動成分はない．また，図 3(下段) の例では，DC, AC の絶対値に顕著な違いがあり，それぞれに関係する PRSA 信号 (d, e) には異なった特徴が見られる．この違いは PRSA 信号のパワースペクトル (図 3(f)) にも見られ，瞬時心拍数の増加に関連した PRSA 信号には周期が 3 拍程度の振動成分があるが，減少に関連した PRSA 信号には，このような振動成分はない．Bauer らの報告によれば，このような非対称性が，心筋梗塞後患者の約 15 % に見られるということである．

心拍変動の PRSA 信号は，周期振動成分だけでなく，長時間相関のある $1/f^\beta$ 型ノイズの影響も受けることを指摘しておきたい．図 4 は，人工的に生成した $1/f^\beta$ 型ノイズの値の増加に関連した PRSA 信号である． $\beta = 0.0$ の場合は，ノイズ成分に時間相関がないので， $X(-2)$, $X(1)$ に対するノイズの寄与はない．しかし， $\beta > 0$ のノイズでは，時間相関が $X(-2)$ の減少と $X(1)$ の増加

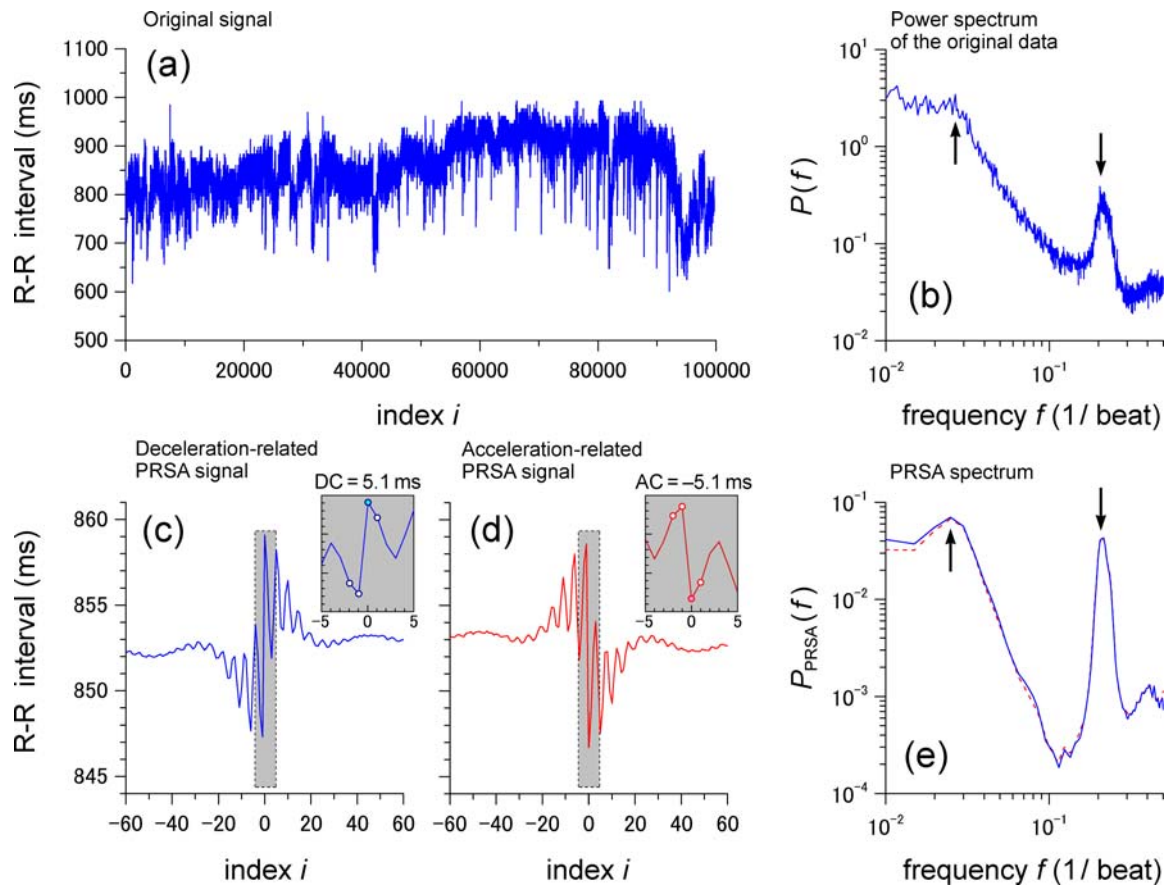


図 2: 心筋梗塞後患者の例 (68 歳女性, 心筋梗塞後 2 年間の観察期間において生存). (a) 24 時間心拍変動. (b) 24 時間心拍変動のパワースペクトル. (c) 瞬時心拍数の減少に関連した PRSA 信号. 挿入図の水色の点がアンカーであり, で示した 4 点から DC が計算される. (d) 瞬時心拍数の増加に関連した PRSA 信号. 挿入図の水色の点がアンカーであり, で示した 4 点から AC が計算される. (e) PRSA 信号のパワースペクトル. (c) のパワースペクトルを実線, (d) のパワースペクトルを破線で示した.

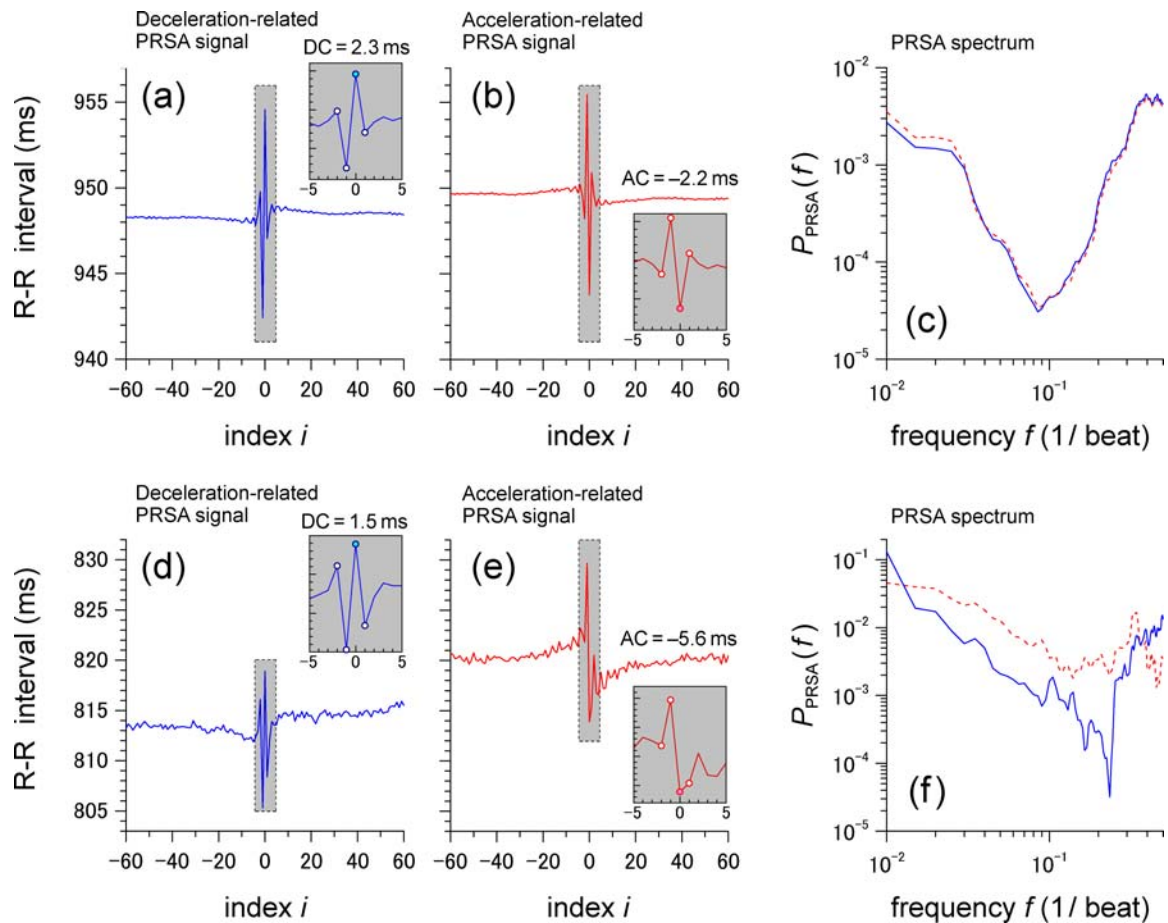


図 3: 心筋梗塞後患者の例 (上段: 53 歳男性, 心筋梗塞後 30 ヶ月で死亡; 下段: 77 歳女性, 心筋梗塞後 6 ヶ月で死亡). (a, d) 瞬時心拍数の減少に関連した PRSA 信号. 挿入図の水色の点がアンカーであり, で示した 4 点から DC が計算される. (b, e) 瞬時心拍数の増加に関連した PRSA 信号. 挿入図の水色の点がアンカーであり, で示した 4 点から AC が計算される. (c, f) PRSA 信号のパワースペクトル. (a, d) のパワースペクトルを実線, (b, e) のパワースペクトルを破線で示した.

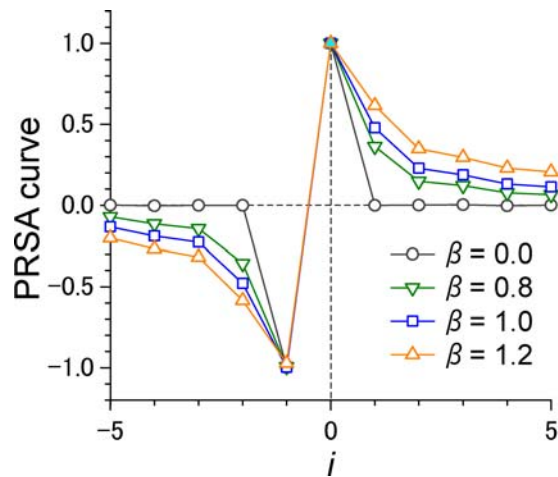


図 4: $1/f^\beta$ 型ノイズと PRSA 信号．ここでは，増分の平均値 $X(0) - X(1)$ を 1 とした．

に影響を与え，結果として DC の値を増加させる．心拍変動の場合，比較的短い周波数にも時間相関をもったノイズが観測される場合があり，このような時間相関が DC の値に影響を与えると考えられる．

この節で議論したように，心拍変動の PRSA 信号には，様々な周期の振動成分や時間相関の影響が含まれている．したがって，PRSA 信号の中央付近の振幅を特徴付ける DC には，これらの変動に関連したいくつかの生理学的機序が反映されていると考えられる．この点は Bauer らも指摘しているが，DC は単一の生理学的なプロセスを反映した指標というよりは，洞調律を減速する複合的な要因を反映したものと考えられる．

一方で，加速方向の PRSA 信号とその AC については，多くの例で減速方向とほぼ対称な振舞いがみられること，さらに，PRSA 信号のパワースペクトルの HF 成分に呼吸性洞性不整脈の影響もみられることから，交感神経活動を選択的に定量化した指標とは考えづらい．