

Sistemul de monitorizare continuă a analgeziei

De la ECG la PTA¹: principiul de calculare

Analiza variabilității ritmului cardiac (HRV) este un mod sigur de măsurare a reglării sistemului cardiovascular de către sistemul nervos autonom (ANS) [1].

Variațiile pe termen scurt ale ritmului cardiac sunt ca o reflectare a activității simpatice și parasimpatice (paraS).

Ajustarea ritmului cardiac instantaneu indusă de efectele opuse ale sistemelor parasimpatice și simpatice este măsurabilă prin analiza spectrală [2]: frecvențele înalte (HF) sunt legate exclusiv de sistemul parasimpatic, pe când frecvențele joase (LF) sunt influențate de ambele sisteme: simpatice și parasimpatic. Termoreglarea și reflexul baroreceptor influențează LF și chiar frecvențele joase. Mișcările respiratorii reprezintă cea mai mare parte a modulării HF a ritmului cardiac, ale căror efecte asupra ritmului cardiac sunt descrise ca „Aritmie sinusală respiratorie”[3]: ritmul cardiac crește la fiecare inspirație, datorită relaxării temporare a tonului paraS.

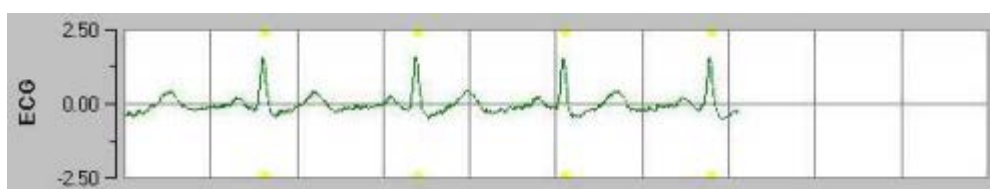


Figura 1: sub-fereastra joasă afișată pe monitorul PTA. Triunghiurile galbene apar în raza fiecărei unde R detectate.

Detectarea undelor R ale semnalului ECG (fig.1) permite calcularea precisă a intervalului de timp dintre fiecare contracție cardiacă (intervalul RR) formulat în milisecunde. Seriile RR sunt mai întâi filtrate în timp real datorită algoritmului de detectare pentru a preveni orice artefact să interfereze cu semnalul ECG: valorile eronate sunt înlocuite de cele mai probabile mostre R-R calculate prin aproximare lineară utilizând cele două valori corecte de ambele părți ale perioadei perturbate (fig. 2) pentru a furniza cele mai credibile calcule (figurile 3 & 4) [4].

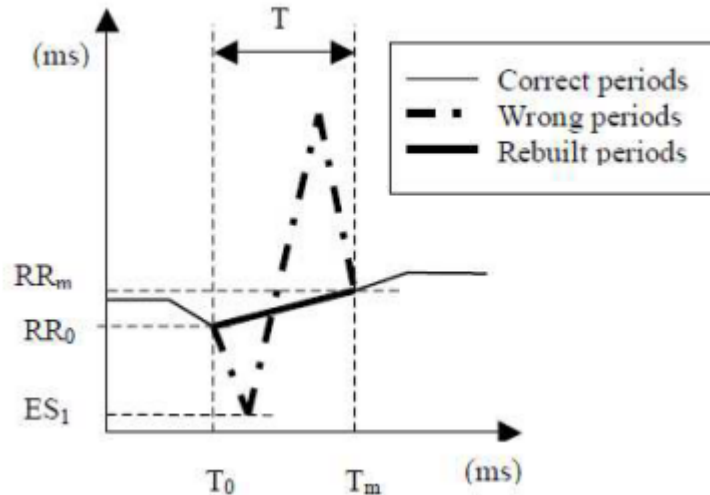


Figura 2: interpolare lineară datorită algoritmului de detectare.

Intervalul RR înseamnă perioada cardiacă instantanee și următoarele intervale RR permit urmărirea evoluției temporale a perioadei cardiace instantanee.

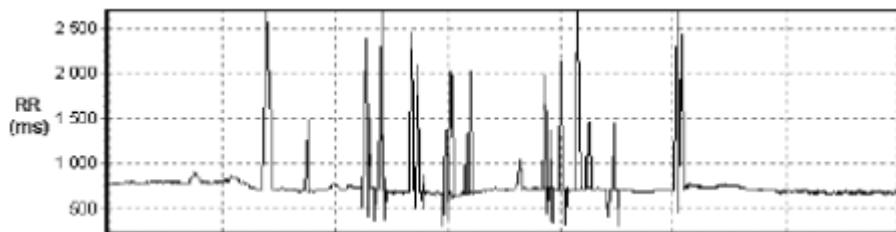


Figura 3: seriile RR înainte corectării artefactelor

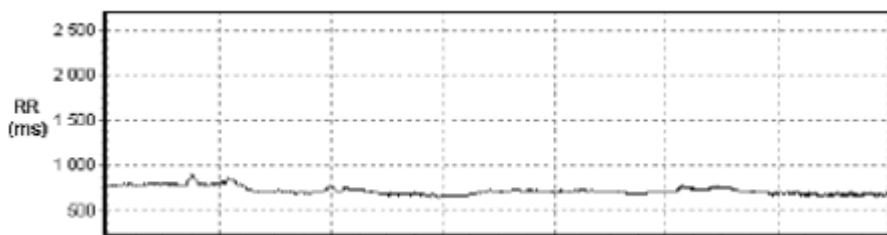


Figura 4: seriile RR după filtrare

Seriile filtrate RR sunt apoi re-eșantionate la 8 Hz, și apoi izolate într-o fereastră în mișcare de 64 de secunde. Pentru a evita influența ritmului cardiac de bază al pacientului, valoarea medie (M) a intervalelor RR în cadrul ferestrei este calculată și apoi valoarea M este scăzută din fiecare eșantion al ferestrei: $RR_i = (RR_i - M)$.

Pentru a putea compara seriile RR între ele, seriile RR (Rri) – considerate ca un vector cu 512

puncte – sunt apoi normalizate, utilizând valoarea (S) a normei vectoriale.

Numeroase studii arată faptul că durerea și/sau anxietatea determină o activare simpatică ce se poate măsura utilizând analiza HRV: se constată o creștere a conținutului spectral LF (simpatic și parasimpatic) și o scădere a conținutului HF (paraS). Filtrarea seriilor RR în intervalul de frecvență permite afișarea suprafeței de influență respiratorie în seriile RR care corespund tonului relativ paraS al pacientului.

Pentru a fi independent de variațiile ritmului respirator, indicele nostru se bazează pe suprafețele seriilor RR (figura 6) [5,6]: detectarea automată a minimelor și maximelor locale, delimitarea plicului superior și inferior și apoi calcularea suprafeței A1, A2, A3 și A4 între plicurile superior și inferior și 4 ferestre subdivizate a câte 16 secunde fiecare (figura 5).

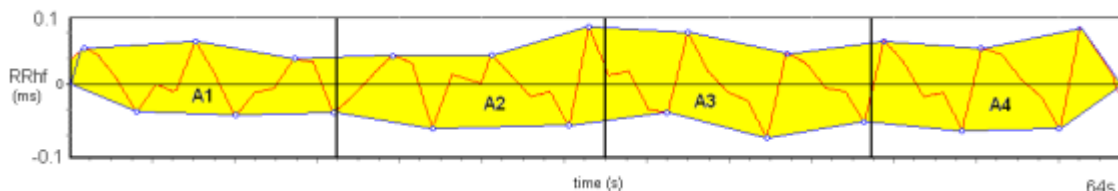


Figura 5: calcularea suprafețelor A1, A2, A3 și A4 ale seriilor RR.

Definim AUCmin (zona minimă de sub curbă) ca cea mai mică dintre cele 4 suprafețe A1, A2, A3 și A4. Activitatea tonului simpatic (PTA) este apoi calculat pentru a exprima o fracțiune din suprafața influențată de respirație și furnizează o valoare:

$$ANI = 100 * [\alpha * AUCmin + \beta] 12.8$$

$\alpha = 5.1$ și $\beta = 1.2$ au fost stabilite pentru a menține adecvarea între efectul vizual al influenței respirației asupra seriei RR și indicele PTA.

Echivalentul calculelor PTA în literatură este conținutul HF normalizat (Hfnu) [7].

Suprafața maximă totală (egală cu 12.8 corespunzătoare lungimii*lațimii figurii 6, anume $64*0.2$) care constituie referința pentru indicele PTA, poate fi inteligibilă datorită faptului că seriile normalizate sunt afișate într-o fereastră din/în care este fixată axa verticală (grație normalizării).

Medierea semnalului este realizată în cadrul a 2 ferestre în mișcare: un minut pentru PTAi instantaneu (curba albastră) și patru minute pentru PTAm mediu (curba portocalie). Ambele sunt afișate în sub-fereastra superioară a ecranului (figura 6) și valoarea numerică a fiecăruia este afișată în același timp real, în partea dreapta (figura 8).

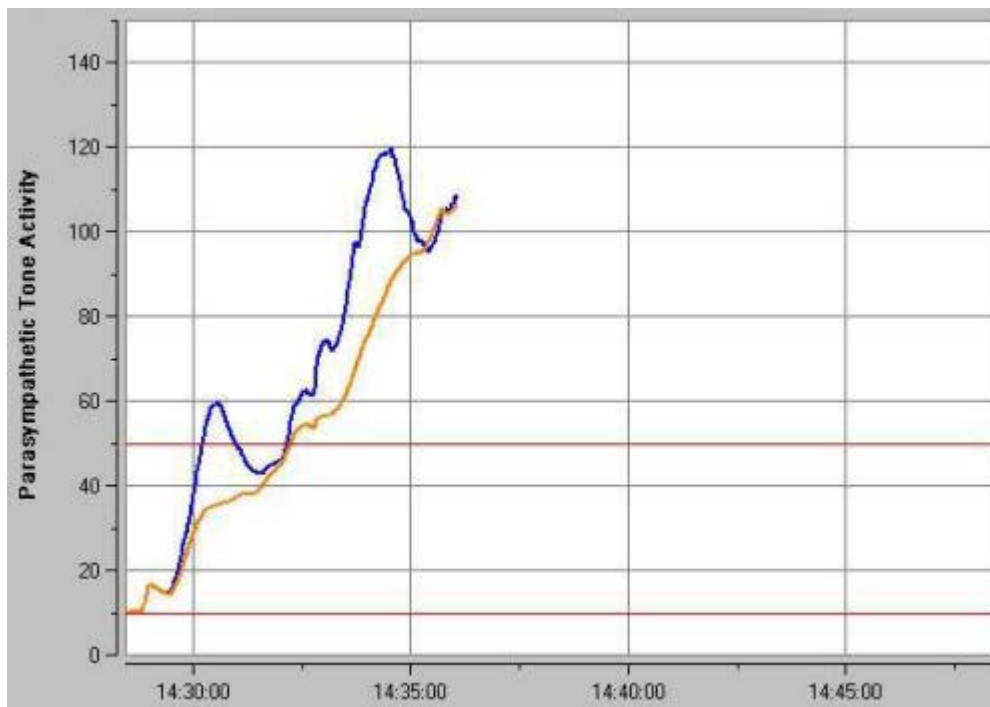


Figura 7: Curbele PTAi și PTAm în sub-fereastra superioară a ecranului

Un stimul nociceptiv acut determină o aplatizare aproape instantanee a seriei RR datorită scăderii tonului paraS, dar această variație este reflectată cu o întârziere de la 20 la 30 de secunde pentru PTA instantaneu afișat (curba albastră și valoarea numerică).



Figura 8: afișajul monitorului PTA în timpul monitorizării

Limitele monitorizării PTA sunt în mod esențial legate de ritmul sinusului cardiac și de buna calitate a semnalului ECG recepționat. Influențele diferitelor medicamente utilizate în timpul operației încă nu au fost determinate. Interpretarea PTA, în mod deosebit, în cazul administrării de anticolinergice, trebuie să fie foarte precaută pe toată durata efectelor asupra nodului sinusal.

Note:

[1] Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation*. 1996 ; 93 :1043-65.

[2] Jiri Pumprla, Kinga Howorka, David Groves, Michael Chester, James Nolan, Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications, *International Journal of Cardiology* 2002; 84: 1–14.

- [3] Luciano Bernardi, Cesare Porta, Alessandra Gabutti, Lucia Spicuzza, Peter Sleight, Modulatory effects of respiration, *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical* 90 (2001) 47–56
- [4] Logier R, De Jonckheere J, Dassonneville A. An efficient algorithm for R-R intervals series filtering. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2004.
- [5] Logier R, Jeanne M, Tavernier B, De Jonckheere J. Pain/analgesia evaluation using heart rate variability analysis. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2006;1:4303-6.
- [6] Logier R, Jeanne M, Dassonneville A, Delecroix M, Tavernier B. PhysioDoloris: a monitoring device for Analgesia / Nociception balance evaluation using Heart Rate Variability analysis. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2010; 1194–7.
- [7] Jeanne M, Logier R, De Jonckheere J, Tavernier B. Validation of a graphic measurement of heart rate variability to assess analgesia/ nociception balance during general anesthesia. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2009;1: 1840–3.
- [8] M. Jeanne, C. Clément, J. De Jonckheere, R. Logier & B. Tavernier Variations of the analgesia nociception index during general anaesthesia for laparoscopic abdominal surgery. *Journal of Clinical Monitoring and Computing* (28 March 2012), pp. 1-6.
- [9] Jeanne M, Logier R, De Jonckheere J, et al. Heart rate variability during total intravenous anaesthesia: effects of nociception and analgesia. *Auton Neurosci* 2009; 147: 91-96.