Zajok és fluktuációk fizikai rendszerekben

Zajok információforrásként

Makra Péter

SZTE Kísérleti Fizikai Tanszék

2009-2010. őszi félév

Változat: 0.0 | Legutóbbi frissítés: 2009. október 14.

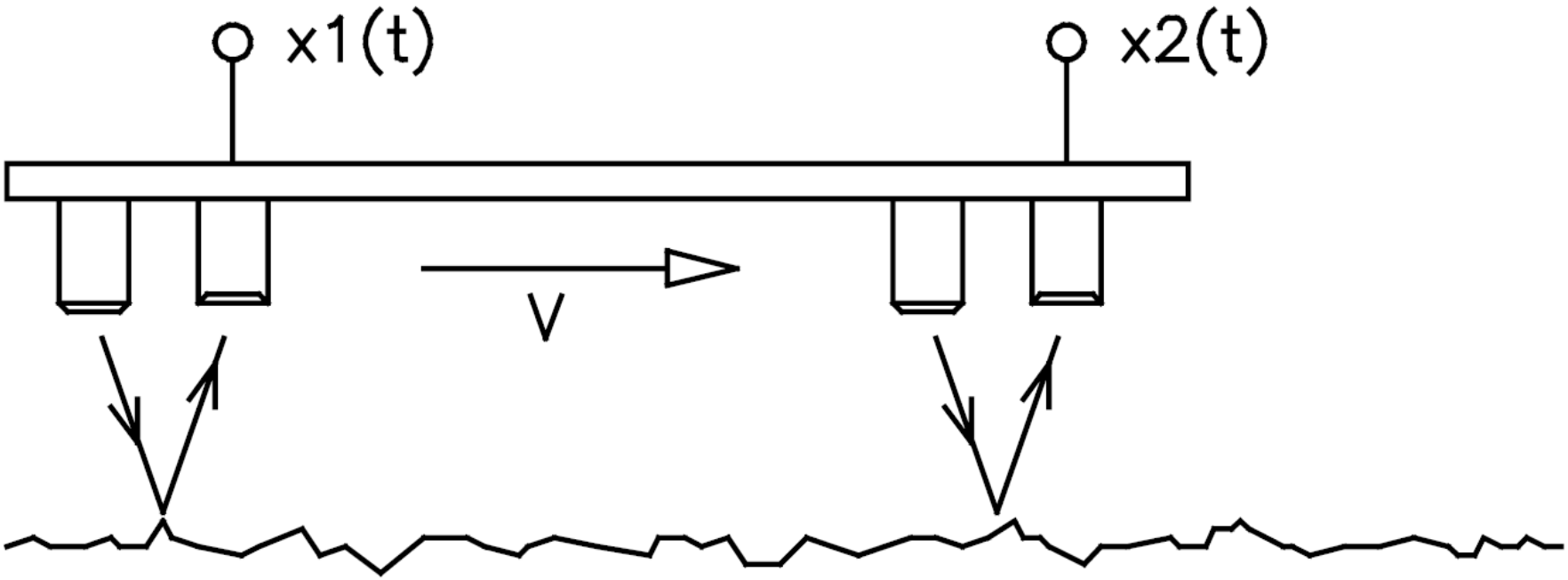
Tartalom

1. Bevezetés
2. Korrelációs analízis
3. Orvosi jelanalízis
   - A vizsgált jelek
   - Vizsgálati módszerek
   - Vizsgálatok

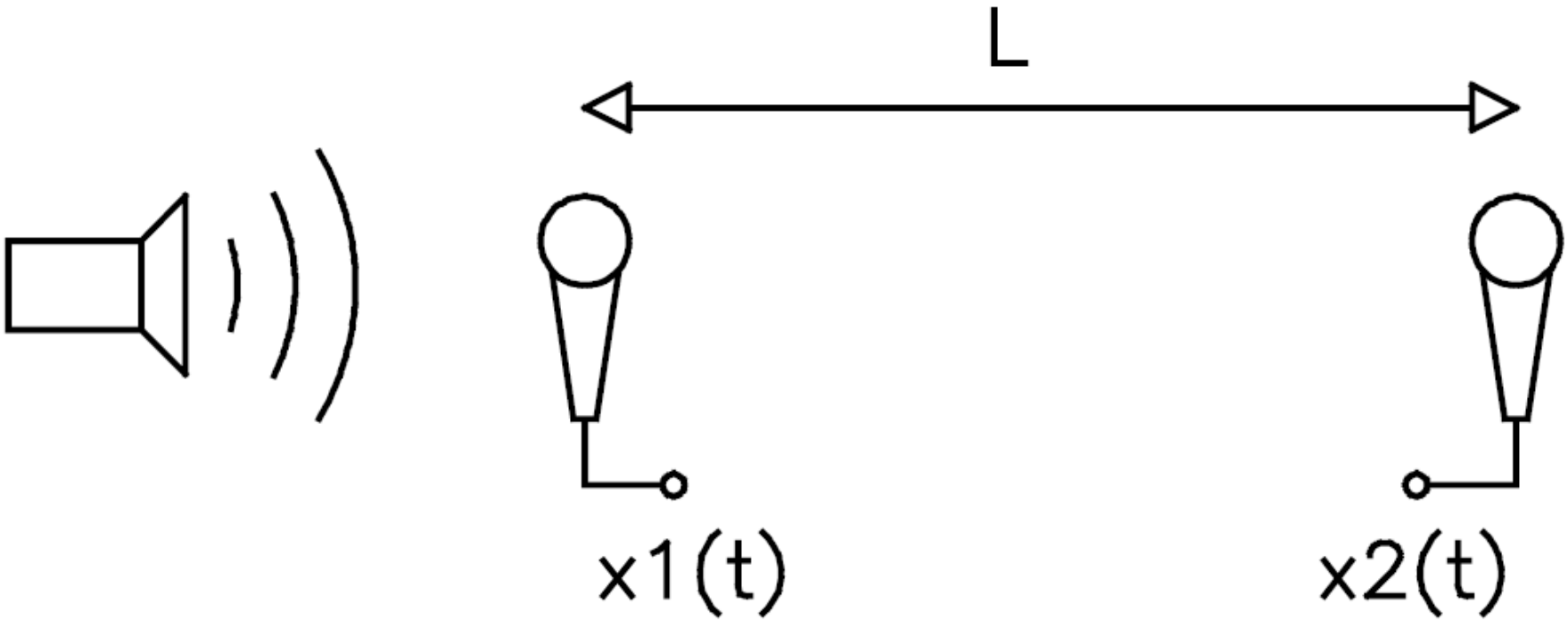
Zajok információforrásként

- a rendszer belső fluktuációit elemezzük
  - vízforralás
  - motordiagnosztika: motorhang
  - neutronfluxus-ingadozások mérése atomreaktorokban
  - integrált áramkörök roncsolásmentes megbízhatósági tesztje
  - szívritmus- és vérnyomásfluktuációk
- zajt mint gerjesztőjelet alkalmazzuk a rendszer vizsgálatában
  - hangsebesség, járművek sebességének mérése korrelációs analízissel
  - átviteli függvény mérése és szinte azonnali megjelenítése (nem kell a frekvenciát söpörtetni, hiszen a zajban minden frekvencia megvan)

Sebességmérés



Hangsebesség mérése

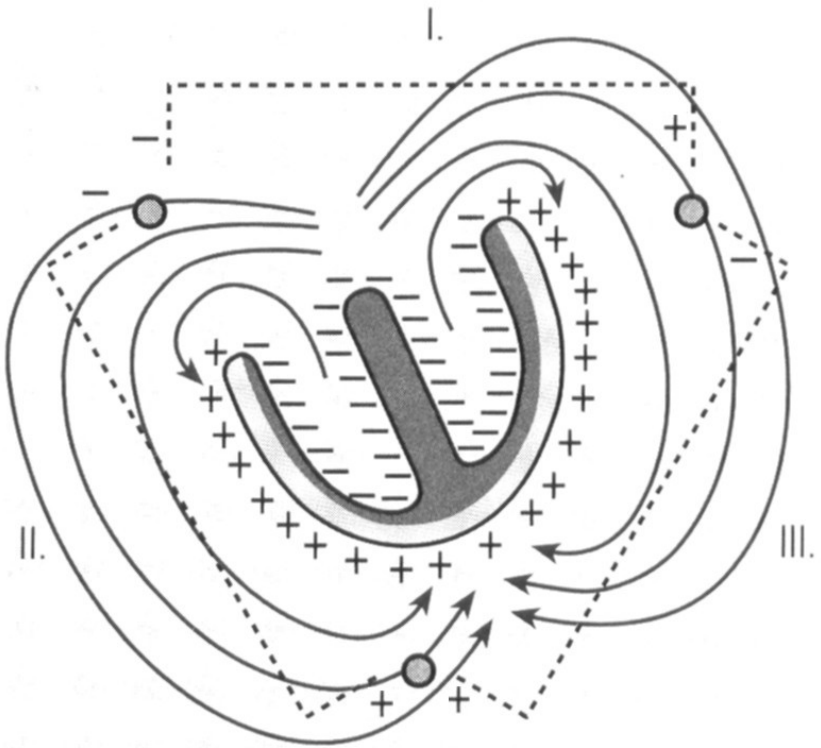


Az emberi szervezet jelei

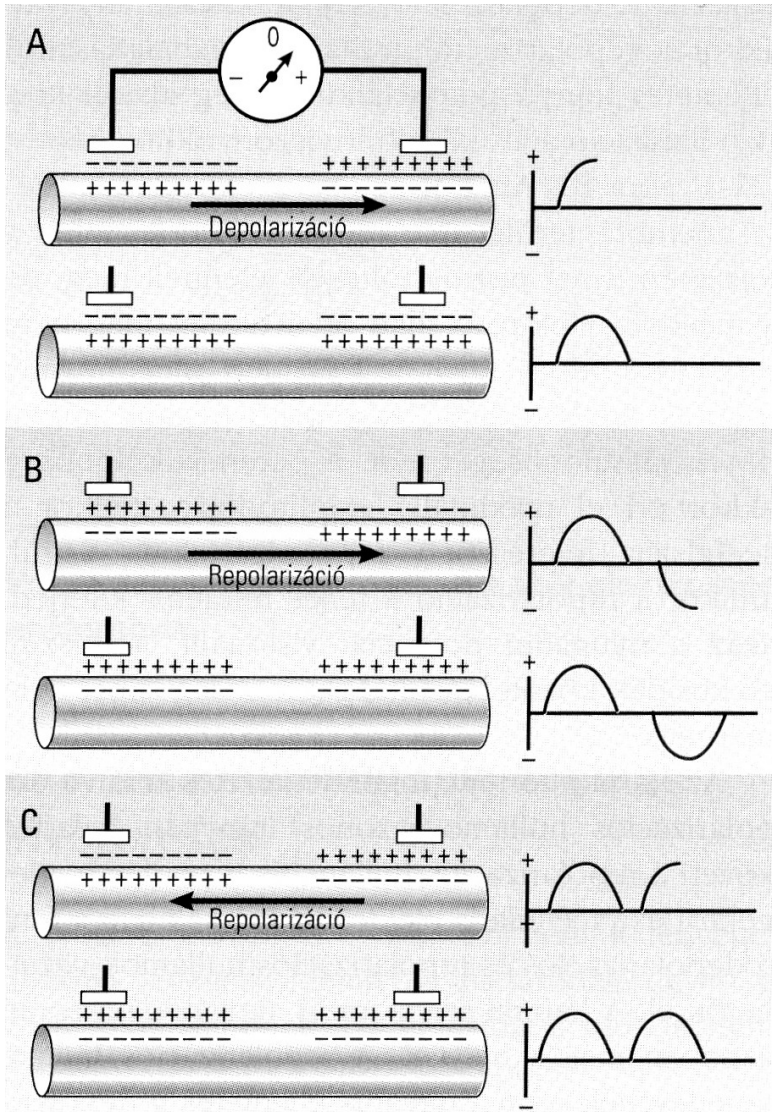
- véletlenszerű külső és belső hatások (testhelyzet megváltozása, mozgás, &c)
- a behatások eredménye: véletlenszerű jelek
- a mérhető jelek: EKG, vérnyomás, légzés, vér áramlási sebessége, idegaktivitás, &c
- információt hordoznak a szervezet működéséről
- determinisztikus és véletlenszerű komponensek is
- célunk: információszerzés ezen jelekből

Az EKG elve

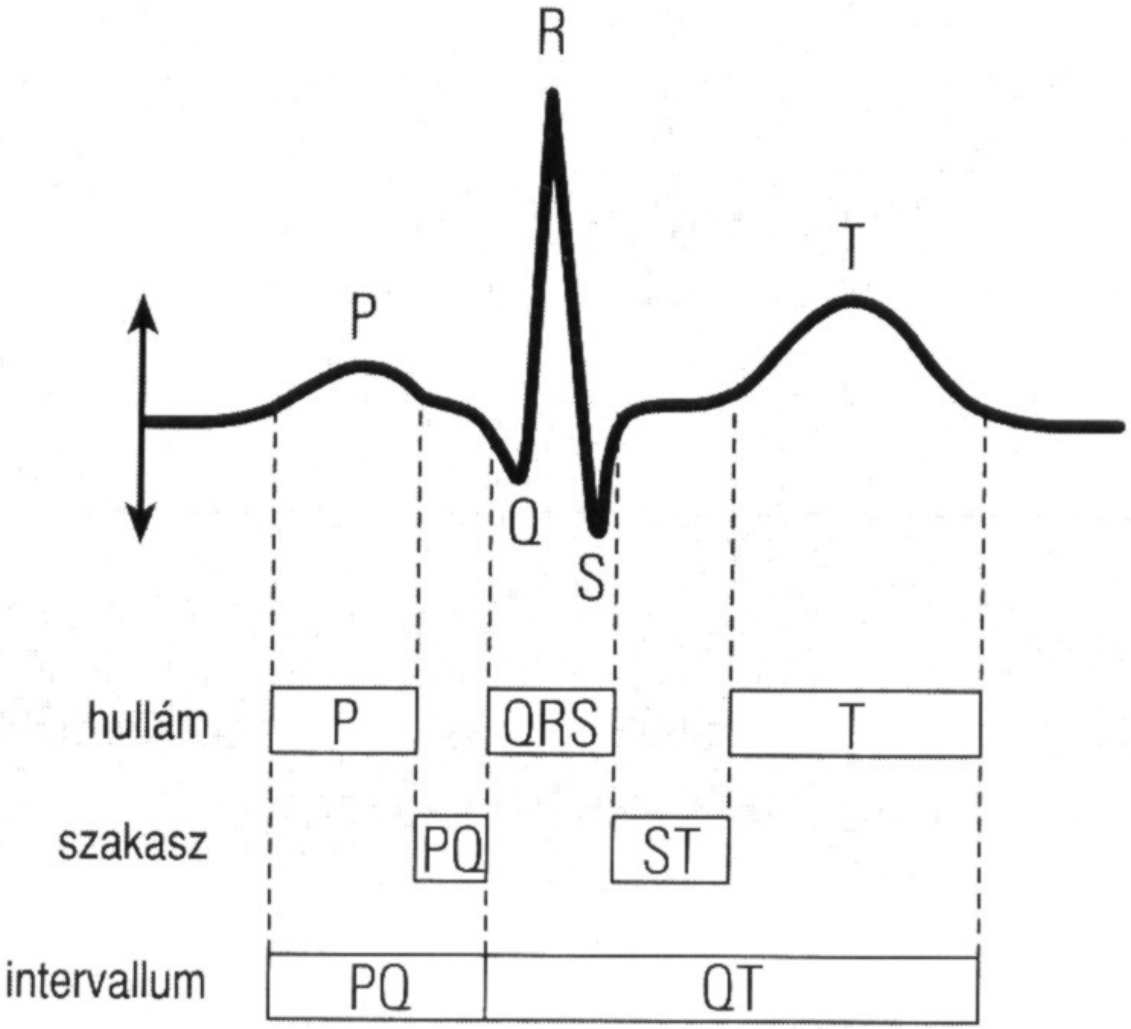
- az elektrokardiogram (EKG) elve: a szívben végbemenő feszültségváltozások megjelennek a bőrfelületen is, így regisztrálhatók
- az elv fölfedezője: WILLEM EINTHOVEN a XX. század elején



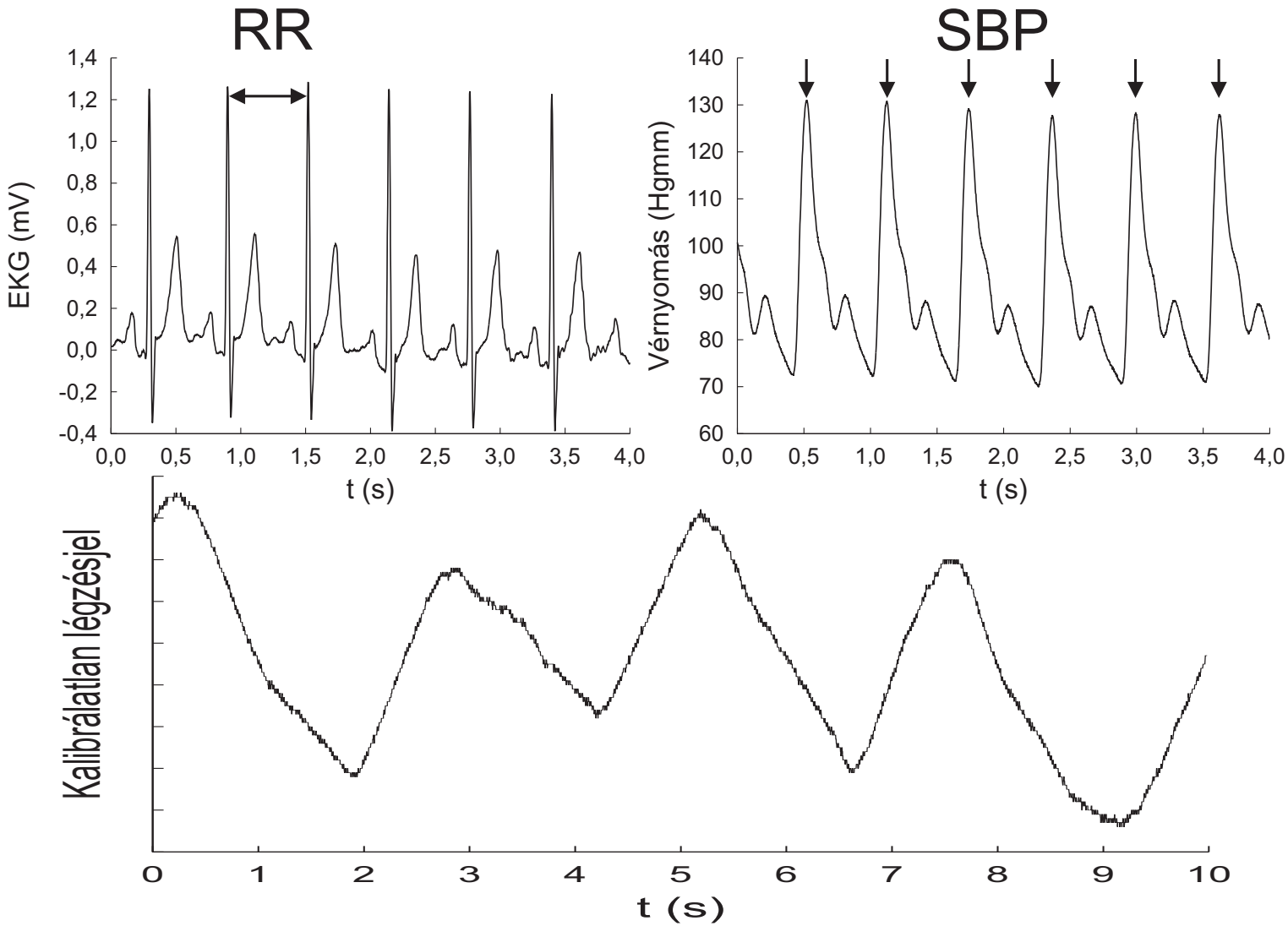
Depolarizáció és repolarizáció az EKG-ben



Az EKG szakaszai



EKG-, vérnyomás- és légzésjel



Vizsgálat: idő-/frekvenciatartományban

Statisztikai analízis időtartományban

- **Átlagos RR-intervallum:**

$$\langle \mathrm{RR} \rangle = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} \mathrm{RR}_j. \tag{1}$$

- **Az RR-intervallumok szórása *(standard deviation of RR intervals)*:**

$$\mathrm{sdRR} = \sqrt{\langle \mathrm{RR}^2 \rangle - \langle \mathrm{RR} \rangle^2}. \tag{2}$$

Statisztikai analízis időtartományban

- **Az egymást követő RR-intervallumok különbségének szórása *(standard deviation of successive differences)*:**

$$\mathrm{sdSD} = \sqrt{\left\langle (\Delta \mathrm{RR})^2 \right\rangle - \left\langle \Delta \mathrm{RR} \right\rangle^2}, \tag{3}$$

ahol $\Delta \mathrm{RR}_j := \mathrm{RR}_{j+1} - \mathrm{RR}_j \quad (0 \leq j \leq N-2)$.

- **Az egymást követő RR-intervallumok különbségének effektív értéke *(root mean square of successive differences)*:**

$$\mathrm{rmsSD} = \sqrt{\left\langle (\Delta \mathrm{RR})^2 \right\rangle}. \tag{4}$$

- **Azon RR-intervallumok százalékos aránya, amelyek hossza a szomszédos RR-intervallum hosszától több mint 50 ms-mal eltér:**

$$\mathrm{pNN50} := \frac{M}{N-1} \cdot 100\%, \tag{5}$$

ahol M jelöli azon RR-intervallumok számát, amelyek a szomszédos RR-intervallumtól több mint 50 ms-mal eltérnek.

Frekvenciatartománybeli vizsgálatok

- statikus vizsgálat: Fourier-transzformáció
- időfüggő spektrális analízis
  - időben csúsztatott ablakkal végzett Fourier-transzformáció: STFT *(Short-time Fourier transformation)*
  - wavelet-analízis: az ablakfüggvény az úgynevezett *wavelet*, amelynek szélessége a frekvenciával skálázódik
  - Wigner–Ville-disztribúció

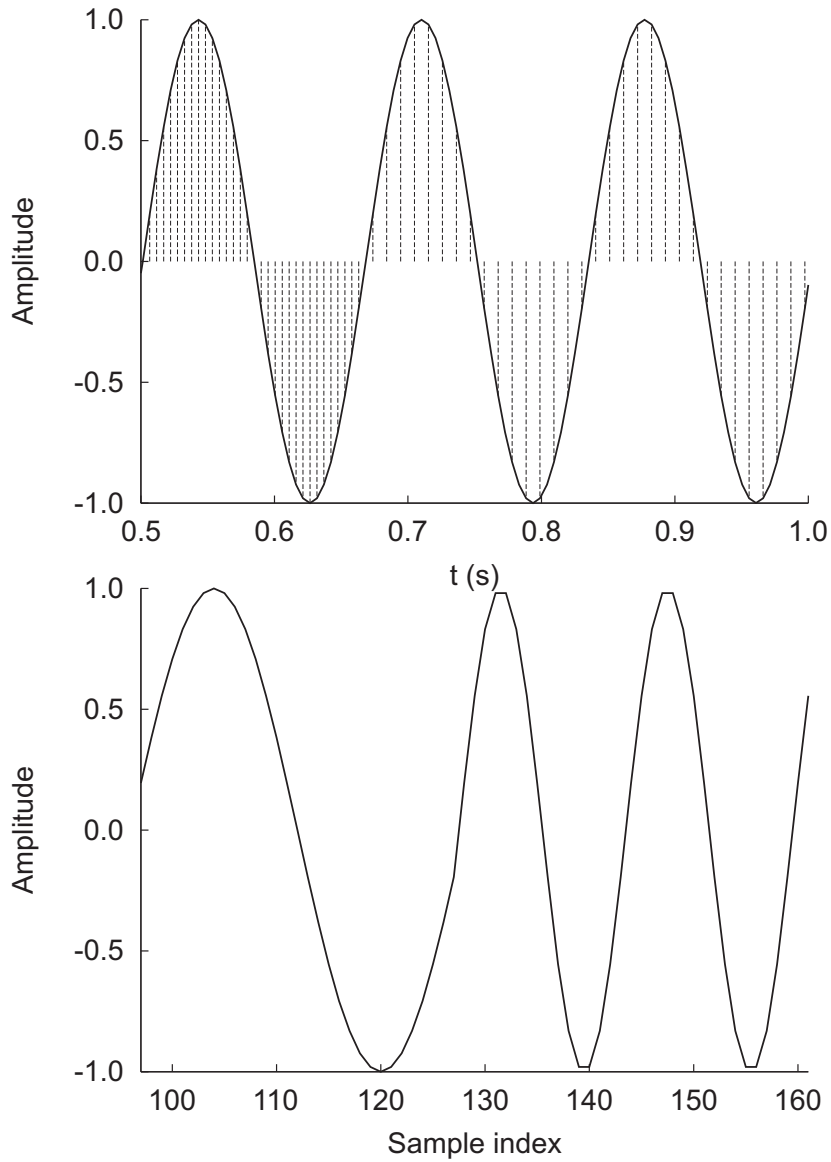
Problémák: nem egyenközű mintavételezés

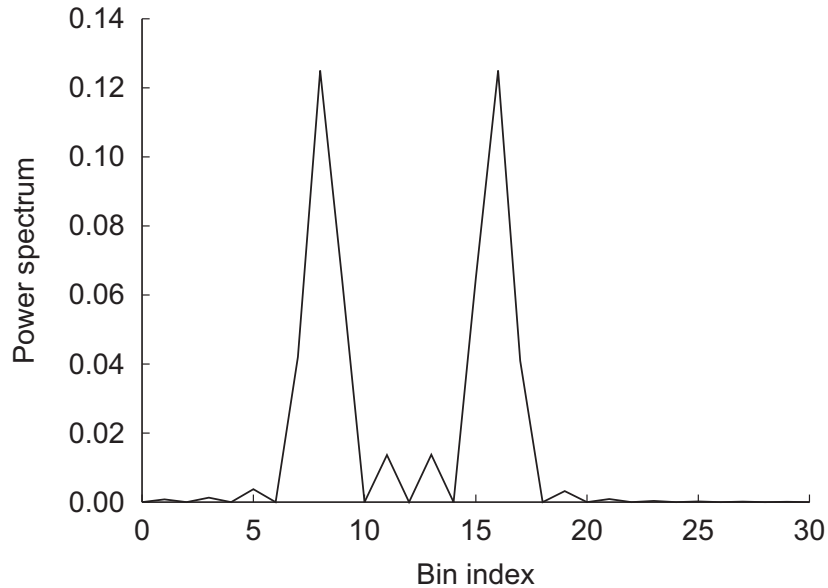
- R-hullámok, szisztolés vérnyomáscsúcsok: nem egyenletes időközönként jönnek
- az információ jórészt az időköz ingadozásaiban van
- probléma: a spektrumszámoló algoritmusok többsége egyenletes időközöket igényel, lásd a diszkrét Fourier-transzformációt

$$X_n := \sum_{k=0}^{N-1} x_k \mathrm{e}^{-\mathrm{i}\cdot\frac{2\pi}{N}nk} \qquad (0 \leq n \leq N-1)\,.$$

- megoldási lehetőségek:
  - nem egyenközű mintákra adaptált Fourier-transzformáció (Lomb-periodogram)
  - a minták egyenközűvé tétele újramintavételezéssel (lineáris vagy spline)

Artefaktum


1.0
0.5
0.0
-0.5
-1.0
Amplitude
0.5
0.6
0.7
0.8
0.9
1.0
t (s)
1.0
0.5
0.0
-0.5
-1.0
Amplitude
100
110
120
130
140
150
160
Sample index


0.14
0.12
0.10
0.08
0.06
0.04
0.02
0.00
Power spectrum
0
5
10
15
20
25
30
Bin index

Lomb-periodogram

- a diszkrét Fourier-transzformációhoz nem szükségszerű az egyenletes mintavételezés, tetszőleges f frekvencián előállítható a rendelkezésre álló $\{t_k\}_{k=0}^{N-1}$ adatsorból:

$$X(f) = \sum_{k=0}^{N-1} x(t_k) \mathrm{e}^{-\mathrm{i}\cdot 2\pi f t_k}$$

- probléma: nem invariáns az időeltolásokra
- Lomb-periodogram: időeltolásokkal szemben invariáns transzformációs formula

$$P_N(\omega) := \frac{1}{2\sigma^2} \left\{ \frac{\left[\sum_j \left(x_j - \mu\right) \cos\left(\omega t_j - \omega\tau\right)\right]^2}{\sum_j \cos^2\left(\omega t_j - \omega\tau\right)} + \frac{\left[\sum_j \left(x_j - \mu\right) \sin\left(\omega t_j - \omega\tau\right)\right]^2}{\sum_j \sin^2\left(\omega t_j - \omega\tau\right)} \right\},$$

ahol σ a minta szórása és μ a minta átlaga, a τ paraméter értelmezése pedig:

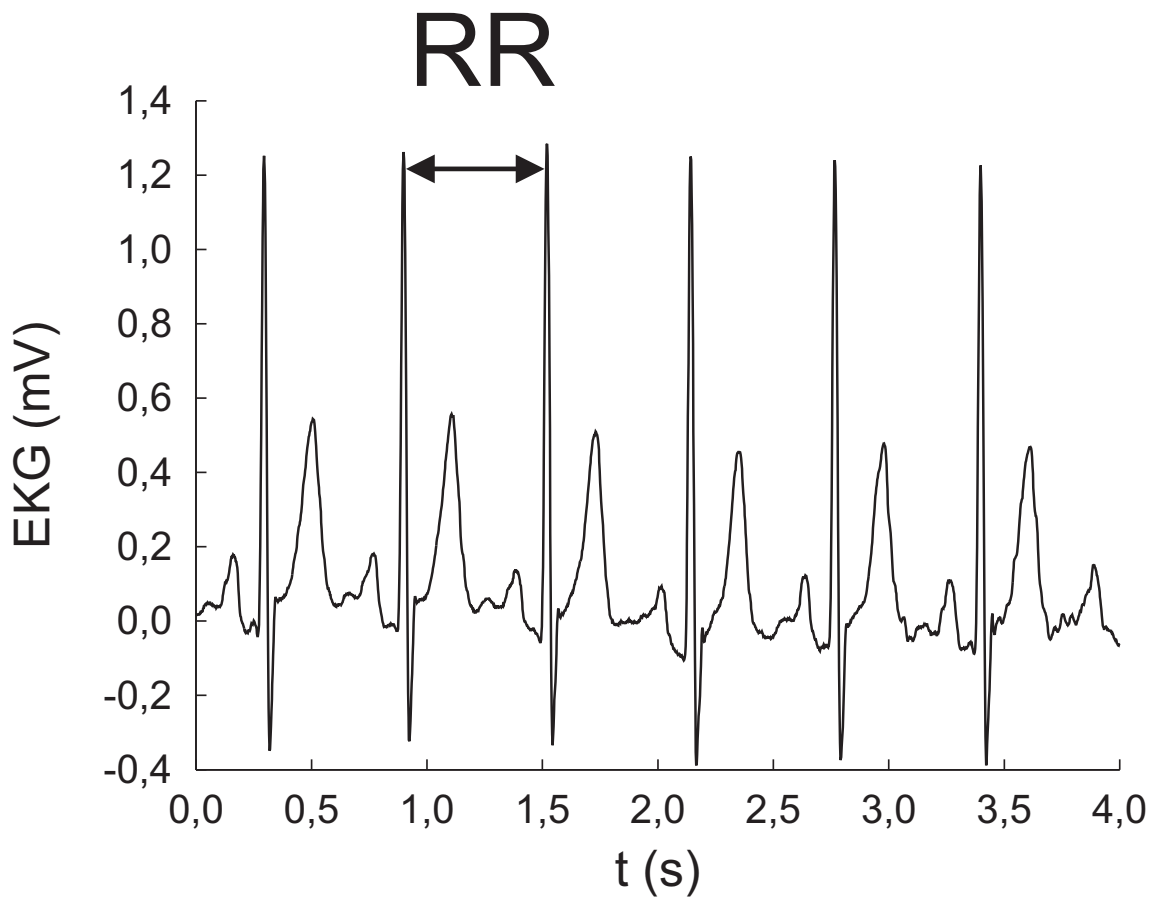
$$\tan(2\omega\tau) := \frac{\sum_j \sin(2\omega t_j)}{\sum_j \cos(2\omega t_j)}$$

Újramintavételezés

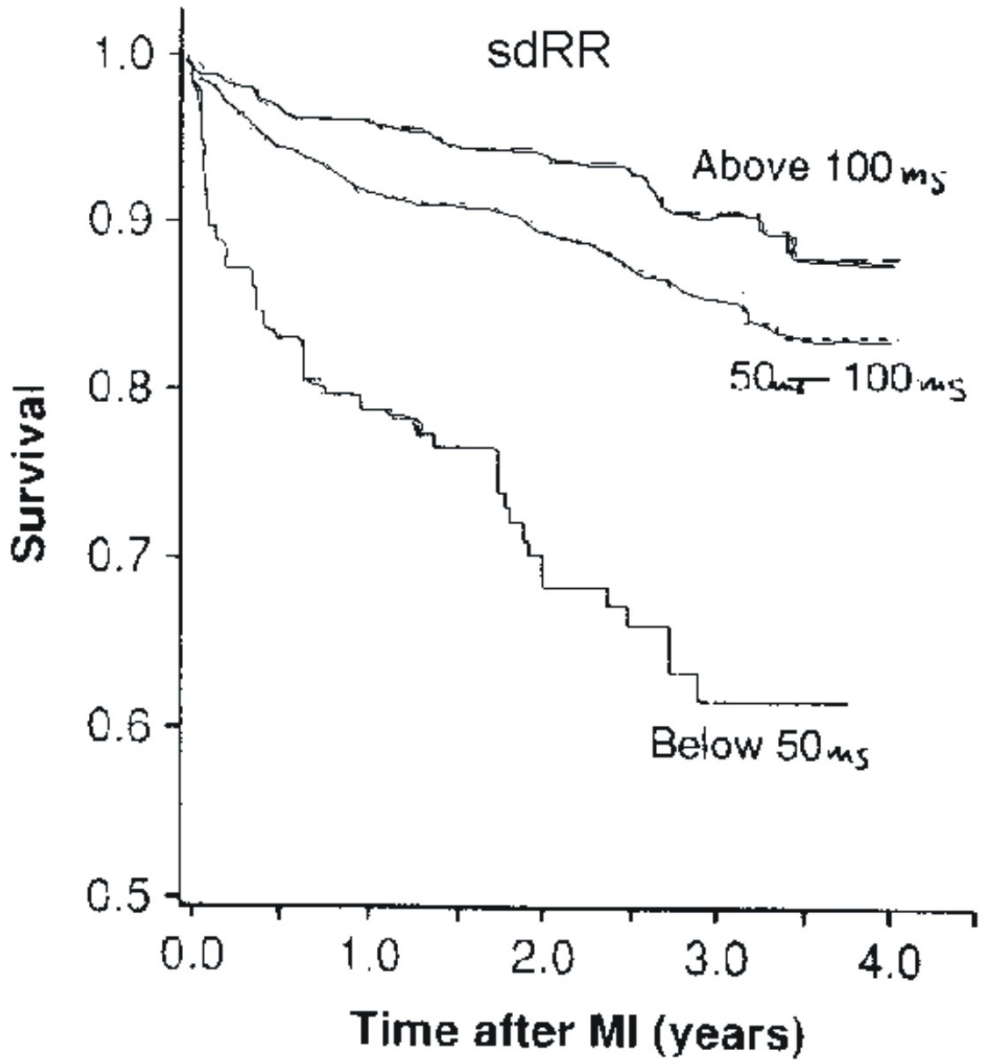
- választunk egy új, egyenletes időközt (jellemzően a digitalizálás időköze), és kiinterpoláljuk a jelet a köztes pontokban
  - lineáris: kevésbé számításigényes, de „szögletesebb”
  - spline: számításigényes, simább jelet eredményez, de nem kevésbé önkényes, mint a lineáris
- ellenérvek a mintavételezés ellen: pl RR-intervallumoknál „új szívütést illesztünk be mesterségesen”
- ellenérvek az ellenérvek ellen: a spektrális analízisnél elszakadunk az RR-intervallumok eredeti jelentésétől
  - ha megtartanánk, az újramintavételezés teljesen egyenletes szívütéseket jelentene ⇒ nincs információ
  - az idegi szabályzás föltérképezésére használjuk: RR-nyúlás → erősebb paraszimpatikus gátlás, RR-rövidülés → gyengébb paraszimpatikus gátlás
  - interpolált pont: az idegi szabályzás erőssége egy köztes pontban

Az EKG-paraméterek diagnosztikai haszna

- a legfontosabb paraméter: RR-intervallum (két R-hullám közti távolság)
- a szívritmusról, annak ingadozásairól ad információt



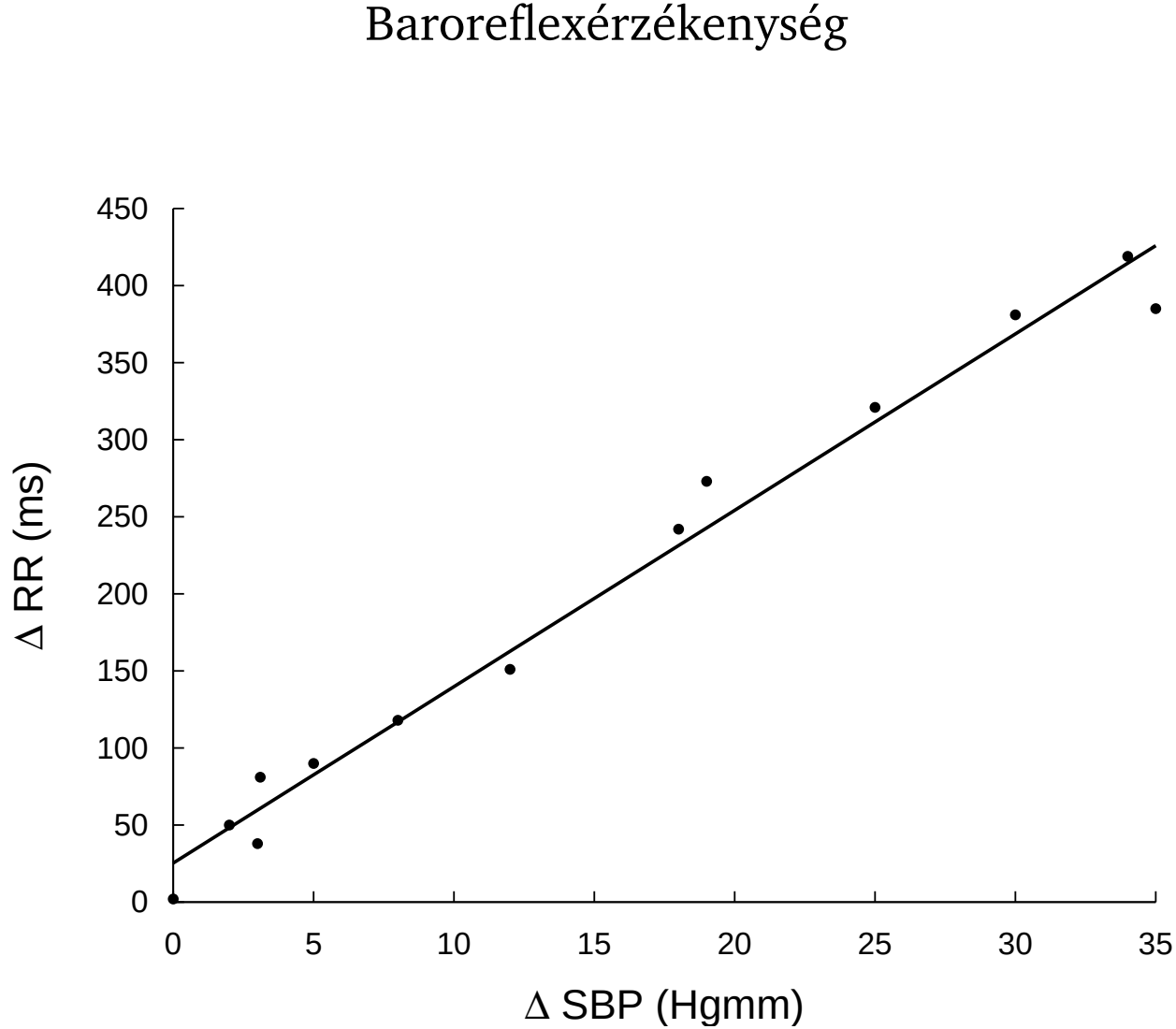
Az EKG-paraméterek diagnosztikai haszna



A baroreflex

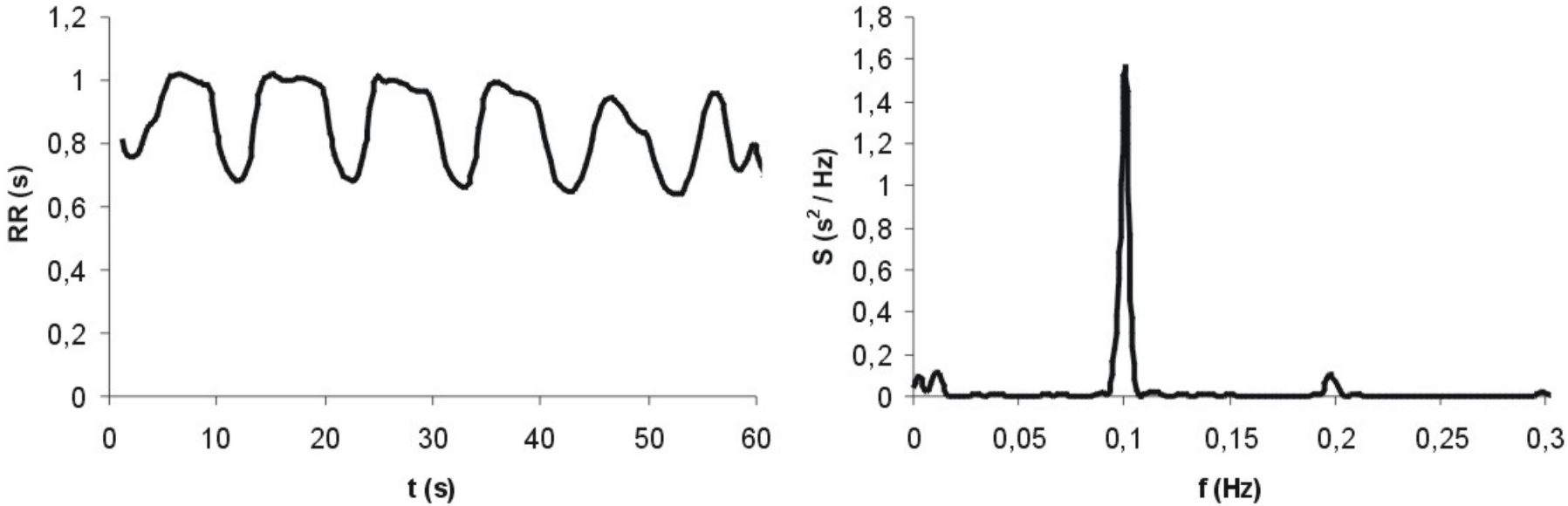
- a vérnyomás közel állandó szinten tartására
- rövidtávú szabályzás: *artériás baroreflex*
  - nyomásérzékelők *(baroreceptorok)* az artériákban
  - az artériák falának nyúlását érzékelik
  - **növekvő nyomás** → magasabb aktivitás → erősödő paraszimpatikus gátlás a szívre → **csökkenő szívfrekvencia**
  - **csökkenő nyomás** → alacsonyabb aktivitás → gyengülő paraszimpatikus gátlás a szívre → **növekvő szívfrekvencia**
- hosszútávú szabályzás: *kardiopulmonális baroreflex*
  - baroreceptorok az alacsony nyomású rendszerben → vérkeringési rendszer teltségi állapota
  - hormonális hatások → vese vízvisszaszívása → vértérfogat → **vérnyomás**

A szívritmus és vérnyomás összefüggése



A légzés hatása a szívritmusra

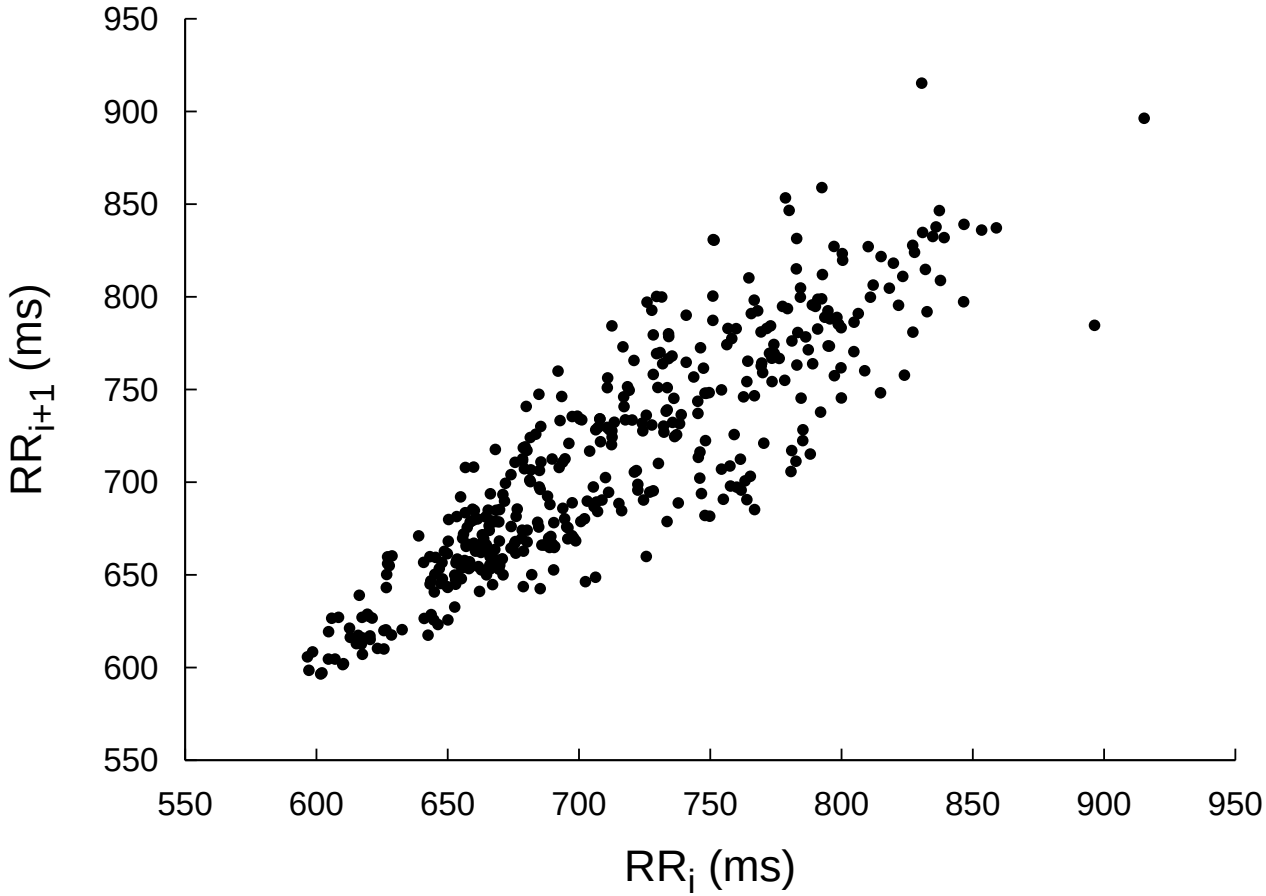
Vezényelt légzés 6/perc ütemmel



A légzés a keringést erősen perturbáló hatás ⇒ ***a légzés monitorozása alapkövetelmény a vizsgálatokban***

Poincaré-grafikonok

Az RR-intervallumokat az őket közvetlenül megelőző RR-intervallum függvényében ábrázoló grafikonok



A dohányzás hatása a keringési szabályzásra

