

# EEG mérések hardveres és szoftveres validációja

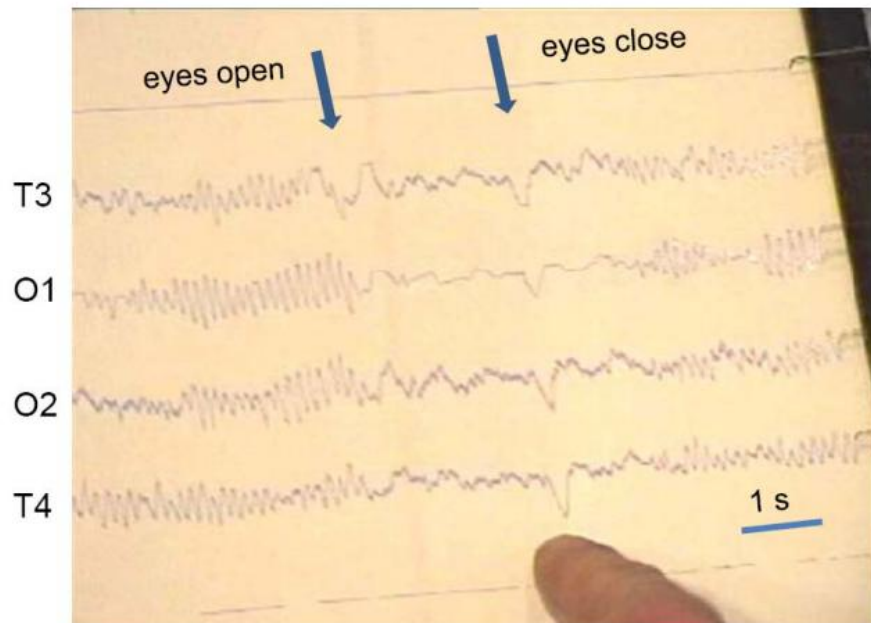
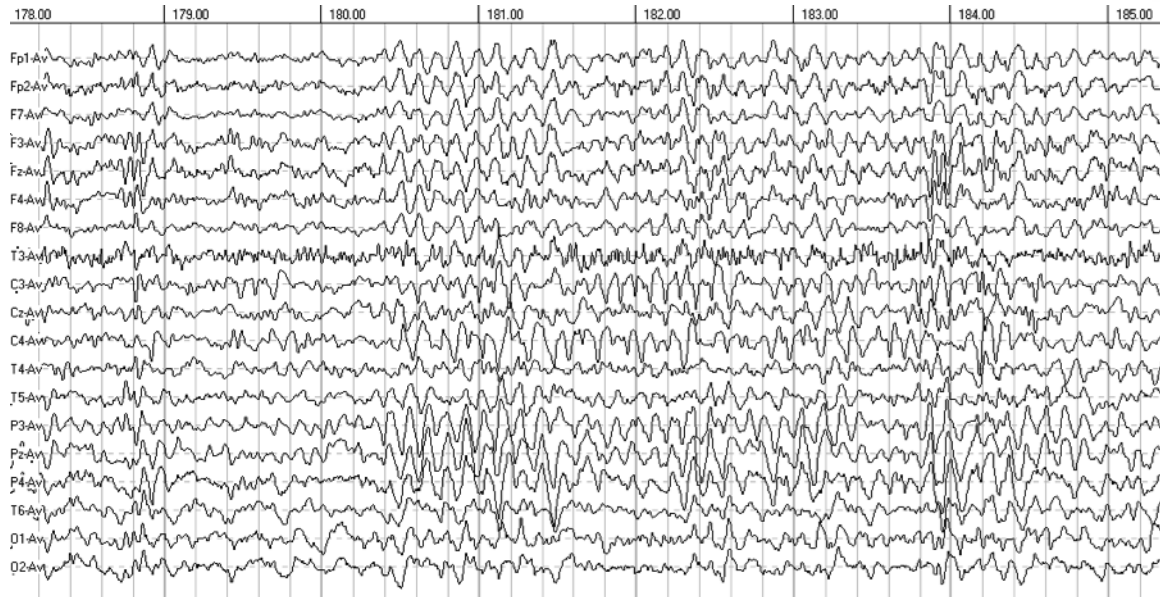
Kovács Annamária  
EAR1LJ

Szoftver verifikáció és validáció  
2015-12-10

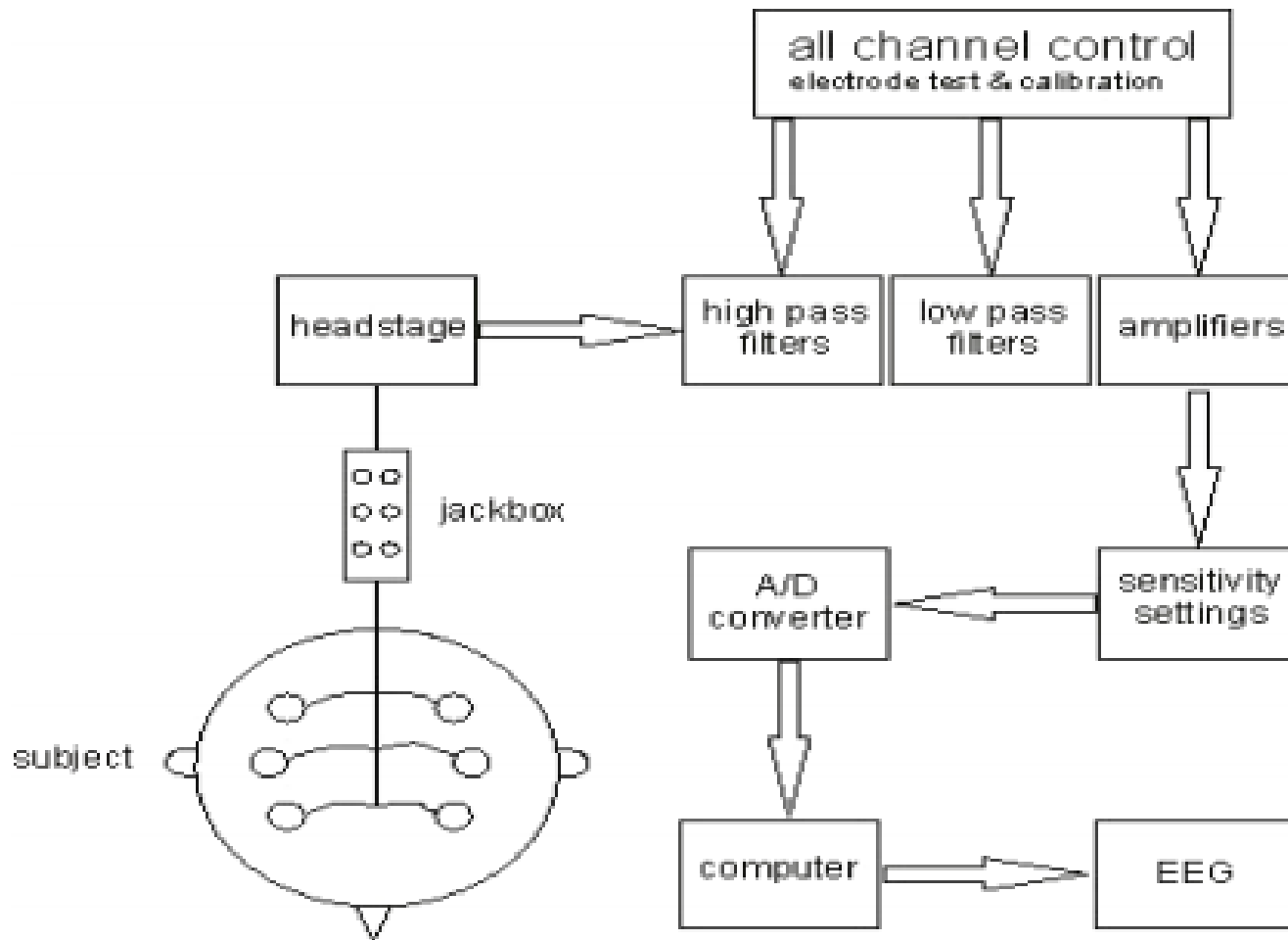
# Az elektroenkefalográfiáról (EEG)

- Az EEG olyan pszichofiziológiai mérési eljárás, mely során az idegsejtek skalpon mért aktivitását regisztráljuk.
- **Nálunk:** elsősorban hallással kapcsolatos kísérletek
- Hallási tárgyészlelést megalapozó inger-szerveződési folyamatok és az ehhez szükséges emlékezeti és figyelmi erőforrások vizsgálata
- Akusztikus szabályosságok regisztrációja és ennek csecsemőkori fejlődése
- Beszédhangok szétválasztása
- Kóktélparti jelenség
- Ezen kívül:
  - Látás, öregedés



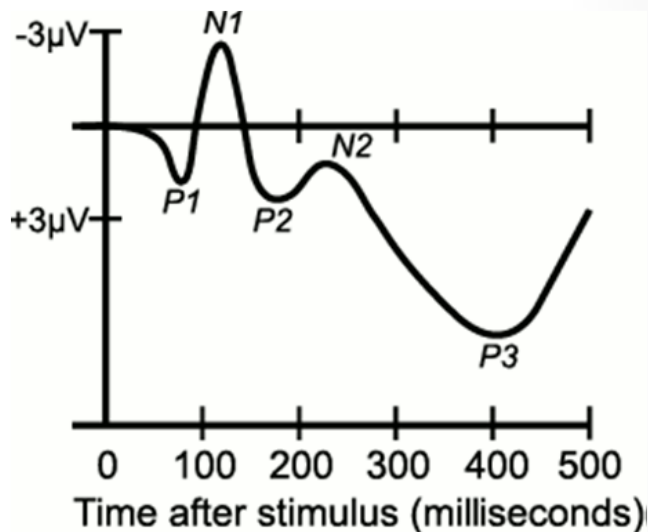


# Használt kísérleti elrendezés



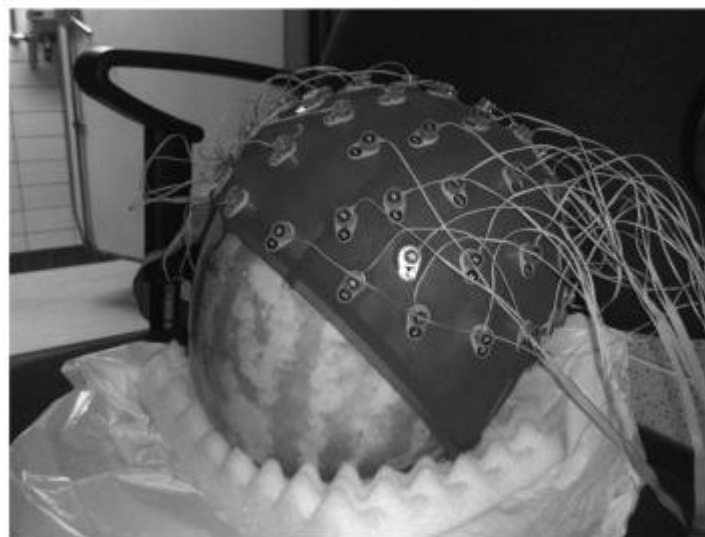
# Kiváltott válaszok

- Eseményhez kötött potenciálok
  - Adott inger által kiváltott agyi jelek összessége
  - Kognitív, motoros, szenzoros folyamatok
  - Hol, miért?
  - Figyelmi, információfeldolgozás, nyelv eseményt megelőző
- Vizuális, hallási
  - Szomatoszenzoros, motoros
- Nálunk: hallási
  - BERA: agytörzsi, hallórendszer válasza
  - N1: megjósolhatatlan stimulusra, ampl. figyelemtől függ
  - P2: felsőbb feldolgozási folyamatokat reprezentál, figyelem itt is
  - N2: mismatch detektor, kognitív kontroll, nyelvtanulás
  - P3: döntés, stimulus kategorizálás, oddball paradigmával kiváltható
  - Késői pozitív komponensek: régi/új hatás, memória



# EEG jel validálása

- Honnan tudjuk, hogy EEG jelet mérünk?
- Kicsi jelek, nagyon zajos, hogyan lehetne validálni?
- Ötlet:
  - Görögdinnyén alkalmazzák ugyanazt a setupot, mint a kísérlet során, végigfuttatják, elemzik az adatokat
  - Artefakt szűréshez → ami marad, tiszta EEG
- Artefaktok:
  - Kamra nem Faraday kalitka
  - Hálózati zaj
  - Szemmozgások
  - Izommozgások
  - Szívverés
  - Izzadás



# Emotiv EPOC játékhhoz tervezett EEG készülék validációja

- „Validation of the Emotiv EPOC EEG gaming system for measuring research quality auditory ERPs” (N. A. Badcock, P. Mousikou, Y. Majahan, P. De Lissa, J. Thie, G. McArthur, 2013)
- Háttér:
  - EEG/ERP mérés fontos: hallottak kognitív feldolgozása, pl dyslexia, hiperaktivitás, figyelemzavar, skizofrénia, autizmus
  - Laborban az EEG mérés hosszadalmas, kényelmetlen, gyermekeknek ijesztő is lehet, elzárt kamrában egyedül, sapkafelrakás nehézkes
  - Azonban vannak már kereskedelemben kapható EEG rendszerek játékhhoz, ezek könnyen felvehető, kisebbek, hordozható, olcsóbb, könnyebb (irányítható játékok)
- Kérdés:
  - Ugyanazokat a kiváltott potenciálokat méri-e az egyik, mint a másik → összehasonlítás
- Eszköz: mismatch paradigma, aktív és passzív kondíciókkal, Neuroscan kísérletekben használt EEG-vel összehasonlítás

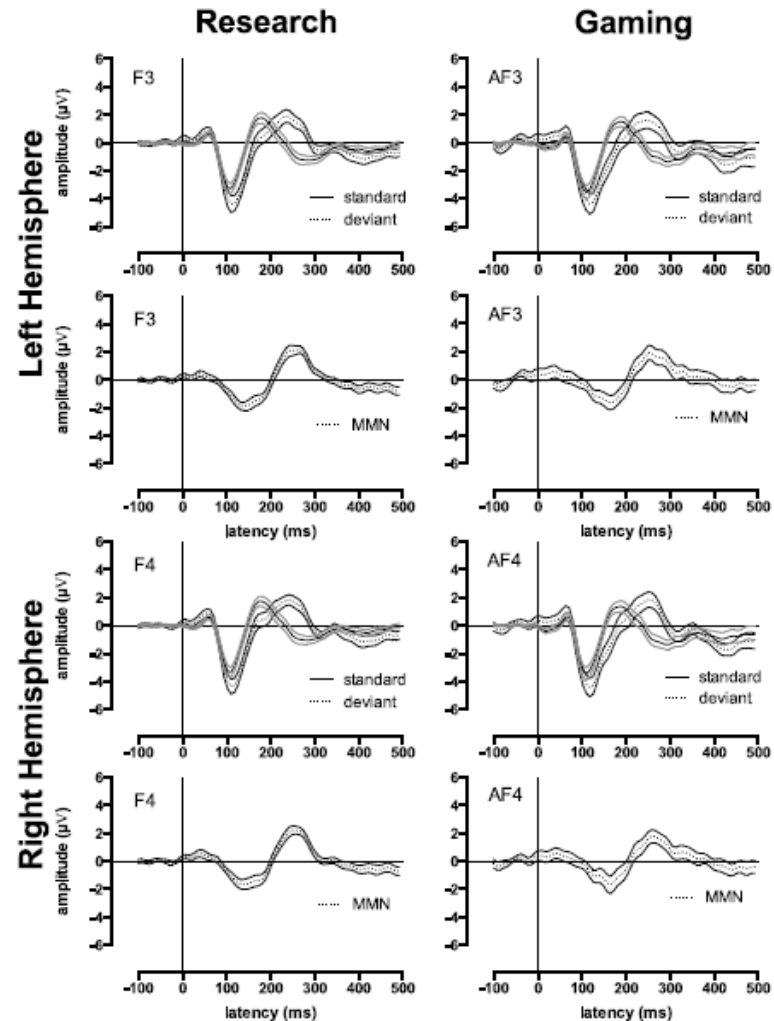
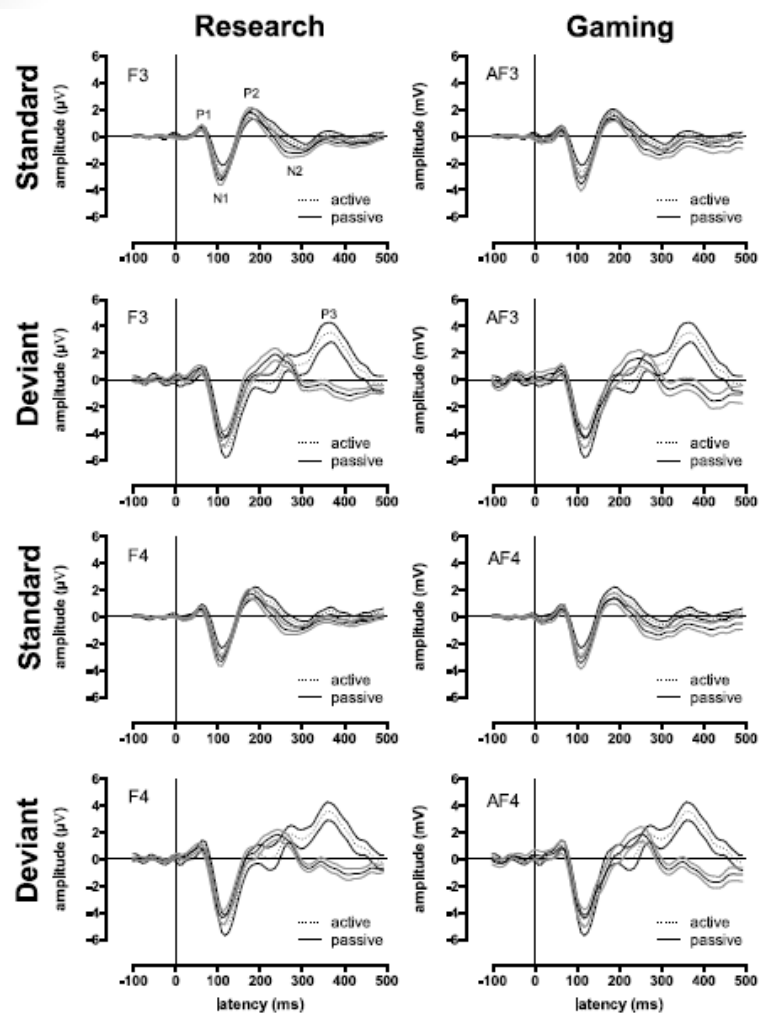


- ERP: átlagos elektromos aktivitása nagyobb sejtcsoportoknak
- Hallási ERP előnye: passzívan is kiváltható, amíg a KSZ mással van elfoglalva, nem kell figyelnie sem (DVD-t néz közben)
- MMN: mismatch negativity
  - Késői kiváltott válasz esetén: standardból (gyakori) kivonjuk a deviánst (ritka)
  - Figyelmi memória, hallási megkülönböztetés
- Résztvevők: 21 felnőtt (12 nő, 9 férfi) 31 év átlagkor
- Stimulusok: két blokk (passzív – videót, aktív – dev. számolás)
  - 566 standard (175 ms 1000 Hz, 10 ms rise and fall, 85% of trials)
  - 100 deviáns (175 ms 1200 Hz, 10 ms rise and fall, 15% of trials)
  - Standard után 3-35 közzel jön deviáns
  - Jittered SOA 0.9-1.1 között, hogy az ERP-ben minimálisan jelenjen meg az a hatás, hogy mindig ugyanakkor kezdődik a stimulus

- Neuroscan: 16 csatorna, Ag/AgCl elektródok, 1000 Hz 1-100 Hz szűrővel, 128 Hz-re újrámintavételezve
- Emotiv EPOC: aranybevonatú szenzorok, headsetre erősítve, 16 mérési pont, 128 Hz-re újrámintavételezve, 0.16-43 Hz között szűrt jel
- Triggerek helyett O1-O2 csatornára 50mV-nál nagyobb jel kiküldése, ehhez igazították később az ERP számítást
- Sapkára rakták a hordozható EEG-t, így egyszerre mérik a jeleket
- EEG feldolgozás: EEGLAB
  - Artefaktszűrés: szemmozgásdetekció, 0.1-30 Hz között szűrt jel, szívverés kiszűrése ICA-val
  - Epochok: 102 ms stimulus előtt, 500 ms stimulus után, prestimulus baseline korrekció

- ERP hullámformák generálása: elektródák feldolgozott jeleinek epochonkénti összeátlagolása
- Standard epochok: P1, N1, P2, N2 csúcsok detekciója (deviáns nem, mert kevés van)
- MMN készítése passzív blokkokból → itt nem vonja el semmi a figyelmet, figyelem nem modulálja P3-at (standard-deviáns)
- Manuális csúcsdetekció az említett kiváltott válaszokon, Emotiv EPOC nagyon zajos, jobb kézzel, hogy valid legyen

# Eredmények



**Table 2** Research versus gaming EEG system ERP and MMN waveform Intraclass Correlations. Mean intraclass correlations (ICC) and 95% confidence intervals between waveforms simultaneously recorded with the research and gaming EEG systems for the left (F3/AF3) and right (F4/AF4) hemispheres. ICCs are presented for the passive and active listening conditions as well as the standard and deviant tones. For the passive condition, the ICCs for the deviant minus standard waveforms, the mismatch negativity (MMN), is also presented ( $n = 21$  but see note a).

Condition	ERP	Hemisphere	
		F3/AF3	F4/AF4
Passive	Standard	0.74 (0.12)	0.74 (0.11)
	Deviant	0.57 (0.18)	0.67 (0.14)
	MMN	0.44 (0.17)	0.44 (0.19)
	MMN <sup>a</sup>	0.71 (0.16)	0.71 (0.19)
Active	Standard	0.79 (0.12)	0.8 (0.09)
	Deviant	0.77 (0.08)	0.8 (0.08)

**Notes.**

<sup>a</sup>  $n = 11$ , exclusion based on manual evaluation of waveform reliability (i.e., spikes of noise rather than smooth waveform).

# Diszkusszió

- Játékhoz használt EEG rendszer validálása volt a feladat hallási kutatási eszközként
- Párhuzamos mérés két EEG rendszer felhasználásával 21 felnőtt KSZ-en
- Analízis eredménye: frontális oldalon regisztrálták a legnagyobb hallási ERP válaszokat
- Intraklassz korrelációs együtthatók (ICC), melyek jelzik, hogy mind a standard, mind a deviáns ERP válaszok hasonlóak voltak a két rendszernél
- Ez nem igaz az MMN-re → kevesebb deviáns epochot használtunk
  - Ha ezeket a KSZ-eket eltávolítjuk, az MMN is hasonló lesz
- ICC-ből kiderült, hogy a hasonlóság relevánsabb az aktív blokkoknál
  - Oka lehet, hogy itt még nem száradt meg a paszta, kevésbé stabil
- Az eredmények azt mutatják, hogy a késői hallási ERP komponensek jól összevethetők a két rendszernél, MNN nem annyira

# EEG adatra alkalmazott PCA validációja

- „Validation in Principal Component Analysis applied to EEG data”, J. Costa, P. J. Da-Silva, R. Almeida, A. Infantosi
- PCA: dimenziócsökkentés
  - Jól működik, ha a mintaméret nagy
  - Kisebb mintán problémás lehet
- Itt: validációs eljárás kerül bemutatásra
  - bootstrapping
- **PCA-ról röviden:**
- $p$  változó,  $n$  object ( $n \times p$  mátrix) az adatmátrix, melyből a PCA az eredeti változók lineáris kombinációjaként újakat hoz létre
  - Ortogonális lineáris transzformáció, ahol az adat bizonyos projekciója szerinti legnagyobb variancia az első koordinátán helyezkedik el (az első főkomponens)

# Bootstrapping

- Megbecsülhető vele a becslés pontossága, újramintavételezés a főbb jellemzőkre vonatkozóan
- $(\tilde{\theta})$ : statistic of interest – populáció egy ismeretlen paraméterértéke
- Nonparamteric BST R db megismételt mintát generál :

$$\tilde{\theta}_{\text{set}}^* = \{\tilde{\theta}_1^*, \tilde{\theta}_2^*, \dots, \tilde{\theta}_R^*\}$$

- A megfigyelt  $(\tilde{\theta})$  kiszámolása:  $\tilde{\theta}^* = \frac{\sum_{r=1}^R \theta_b^*}{R}$
- BST pontossága legjobban a konfidencia intervallumokkal (CI) adható meg, ezt az újramintavételezett mintákból generáljuk

$$\text{C.I.} = \left[ \tilde{\theta}_{\text{set}}^* \left( \frac{\alpha}{2} \right), \tilde{\theta}_{\text{set}}^* \left( 1 - \frac{\alpha}{2} \right) \right]$$

- $\alpha$ : adott konfidencia szint
- R megválasztása: BST-hez >1000, PCA-hoz >30, >100



# Validáció

- Mindig jobb a teljesítménye az algoritmusnak azon az adaton, melyen a modellt tanították
  - Ezért test és validation set használata
  - Algoritmus generalizáló képessége jól mérhető
- Validálás fajtái:
  - Internal (pl cross-val., 2 felé vágott adat, BST módszerek)
  - External (új adaton lefuttatás)
  - Relative (más modell az alap adathalmazra)
- Kis elemű adathalmaz: BST internal validation
  - Minden adat szükséges a validációhoz

- BST után különböznek a sajátvektorok, nem lehet közvetlenül összehasonlítani az eredetivel
- Valamiféle korrekciós eljárás kell: Procrustes analízis (stat. shape analysis)
- Konfidenciaintervallumok poligonok vagy convex hull-ok
  - Átlapolódás: ugyanazok az objektumok
  - Kiterjedtség: minél keskenyebb, annál stabilabb
  - CI középpontjai alapján új PCA score-ok számíthatók ki
- Poligon középpontjainak kiszámítása → BST centroidok
- BST centroidok az eredeti PC score-ok koordinátáinak közelítései
  - Összehasonlíthatók, pl felügyelet nélküli klasszifikációval
- Példa felügyelet nélküli klasszifikációra: *DENDROGRAM*
  - AHA: agglomerative hierarchical algorithm -> bottom up alg.
  - Dendrogram „vágása” bizonyos magasságban
  - Average Linkage Algorithm (mint a legstabilabb AHA algoritmus) használata

# Kísérlet

- 31 KSZ, EEG és stabilométerrel mérések
- 5 perces EEG felvétel, különféle kondíciók, 3 perc pihenés:
  - *Resting state csukott szemmel*
  - *Resting state nyitott szemmel*
  - Stabilométer mérés közben állva, nyitott szemmel
  - Stabilométer mérés közben állva, csukott szemmel
- 20 elektródán mértek, csak az O1-t használták fel
- Minden epochra 4 statisztika: + agyhullámok maximuma, teljesítménye
  - Négyzetes közép (RMS)
  - Maximális pozitív és minimális negatív elem különbsége (Mm)
  - Szórás (SD)
  - Ferdeség (S)
- EEGből:
  - 24 KSZ \* 2 kondíció= 48
  - 6+4 frekvencia és időbeli jellemző
  - 48x10-es adatmátrix, ezen végzik el a PCA-t, majd a BST-t
- Ezek után a validáció következett
  - PC score-ok variabilitása: convex hull területek összehasonlítása
  - BST centroidok és eredeti dendrogram score-ok összehasonlítása

# Eredmények

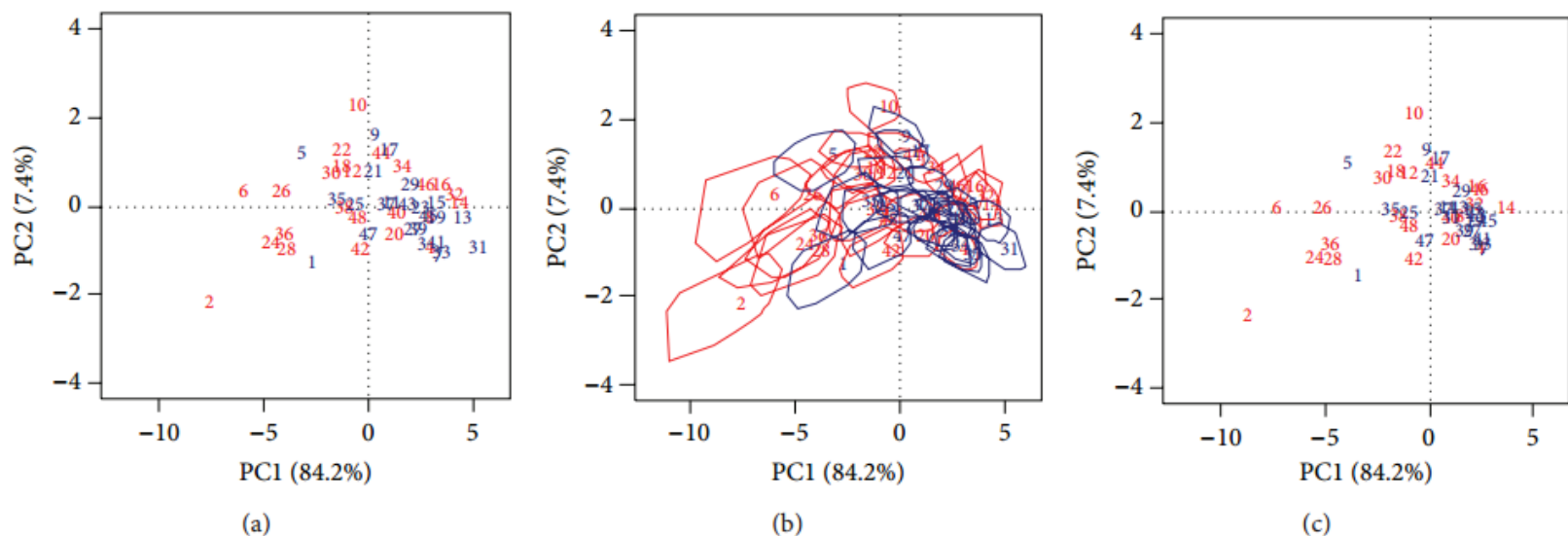


FIGURE 4: (a) Principal plane for signal scores, numbers from 1 to 48; (b) PC scores surrounded by their corresponding convex hulls; (c) BST-generated centroids. Signals corresponding to A and B conditions in red and blue, respectively.

- 6 és 2 területe a legnagyobb, 29 és 23 területe a legkisebb
- Mivel a kicsi és nagy területek ellenkező oldalon vannak, ez a PC különbséget tesz közöttük (kicsik/nagyok)
- 6 és 2 különben is figyelmet érdekel: más kvadránsban vannak

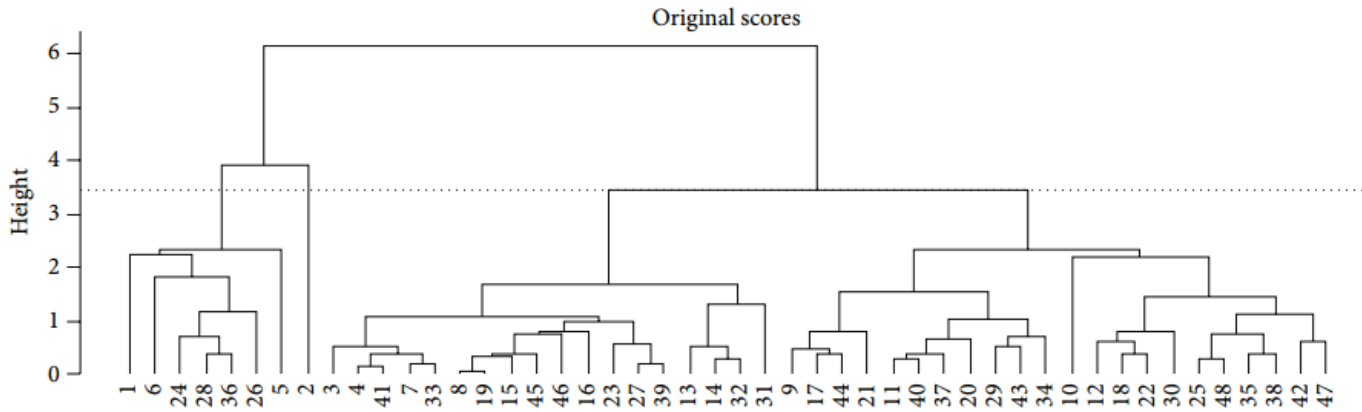


FIGURE 5: Dendrogram for average AHA; original PC scores as input. Two clusters and an outlier are suggested at height = 3.47.

- 2 és 6 itt is különböző klaszterben

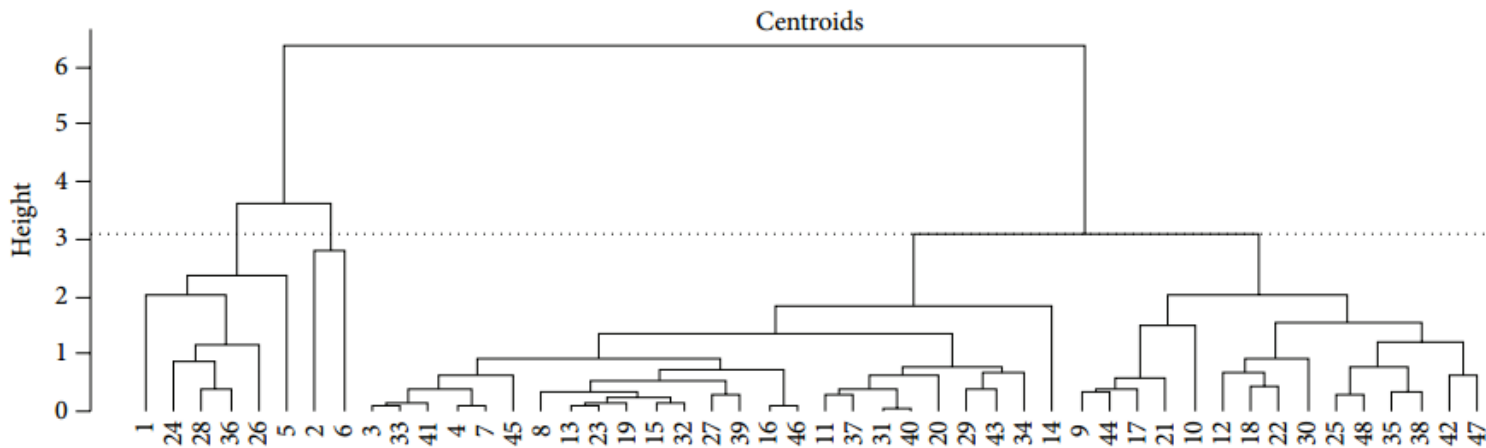


FIGURE 6: Dendrogram for average AHA; BST centroids as input. Three clusters are suggested at height = 3.07.

- Itt is két külön klaszterbe estek

# Diszkusszió

- Statisztikai modellekben fontos a validáció, PCA sem kivétel
- PC score-ok közötti távolság nem tudjuk, hogy biztosan valódi távolság-e, főleg, ha a mintaszám kicsi
- BST alkalmazása ilyen feladatokra körültekintést igényel, mert „nyújthatja”, torzíthatja, elforgathatja
- Hogy ezt elkerüljük, itt BST után Procrustes analízist alkalmaztunk
- Az eredmények alapján a BST módszer jó validáló eljárásnak tekinthető
- Új PC score-ok kiszámítása a CI-k centroidjai alapján (validation set), melyet az eredeti adaton alkalmazott BST algoritmussal tudunk kiszámolni, új eljárásnak tekinthető
- PCA outlierekre érzékeny → 2-es jel itt az volt
- PCA EEG-nél például szemmozgás kiszűrésére használható, vagy egyéb artefaktok eltávolítására
- Használták jel/zaj arány növelésére

Köszönöm a figyelmet!