

2. előadás

SPONTÁN EEG FREKVENCIATARTOMÁNYAI

Név	Frekvencia sáv	Lokalizáció (lebeny)	Egészséges állapot	Kóros állapot
Delta	1-4Hz	felelő: frontális, gyerek: hátsó terület	felelő: SWS 3-4 st., csecsemőkön ébren is	diffúz lézió, daganat, encephalopathia
Théta	4-7Hz	ált. diffúzan, főleg frontálisan és temporálisan	fiatal gyermekben, SWS: 2-3 st., cogn. feladatban	fokális lézió, daganat, mély középvezonali kór-folyamat
Alfa	8-13Hz	legnagyobb ampl. tarkón, mozdulatlan: C3-C4	éber, nyugodt, csukott szem „idling rhythm”	kóma
Béta	14-~30Hz	diffúz, első sorban frontális	aktív állapot, REM alvás	gyógyszer hatások
Gamma	>30Hz	folyamattól függ	cogn. folyamatok	cogn. leépülés ↓

SPECIÁLIS RITMUSOK:

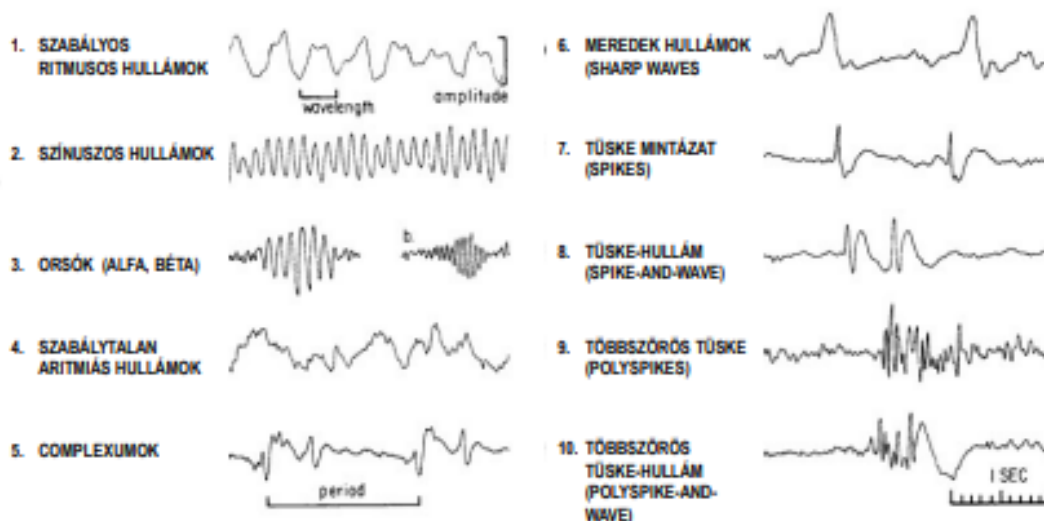
- lassú alvási oszcilláció <1Hz
- Mu (μ): szenzomotoros (centrális) terület, mozdulatlan 8-12 Hz
- Szigma: alvási orsó, 11-15 Hz
- K-komplexum: SWS 2-3 stádiuma alatt jelentkező negatív-pozitív hullám együttes
- DC potenciál változás (aktív: - nyugodt: +)

EEG amplitúdó
tartomány: 5 - 500 μ V

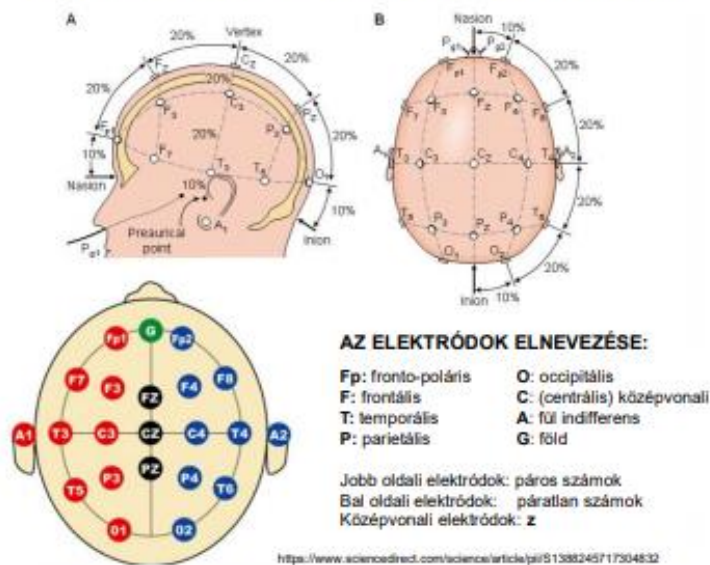
Szinkronizált – deszinkronizált EEG,
aktiváció

JELLEMZŐ EEG MINTÁZATOK – KÓROS JELEK

„GRAFOELEMOK”



A NEMZETKÖZI 10-20 ELEKTÓD RENDSZER



- monopoláris (unipoláris): csak az egyik elektróda van az aktív szövetben, a másik „indifferens”, nem aktív helyen van
- bipoláris: mindkét elektród aktív felületen vagy szövetben helyezkedik el

LASSÚ HULLÁMÚ ALVÁS, NREM-REM ALVÁS STÁDIUMAI

- 1. stádium: alacsony amplitúdójú szpora tevékenység (alpha dropout), néhány théta hullám
- 2. stádium: théta hullámok, 10-14 Hz alvási orsók, K-komplexumok
- 3. stádium: nagy amplitúdójú théta és delta hullámok, alvási orsók
- 4. stádium: nagy amplitúdójú delta hullámok + 1Hz-nél lassabb oscilláció
- REM alvás: deszinkronizáció, gyors tevékenység, (rapid eye movement) PGO (ponto-geniculo-occipital waves)

Epilepsziás rohamok típusai:

- Absence seizure (petit mal)
 - 3/s túske-hullám roham
- myoclonic seizures
- tonic-clonic seizures (grand mal)
- atonic seizures (akinetic seizures)

Aktivációs módszerek:

- villogó fénnnyel (vizuális)
- gyógyszer hatására (alvásnál)
- hiperventillációval

3. előadás

EKP komponenseinek osztályozása a kiváltó hatás jellege szerint:

- Exogén: jellemzőit az inger fizikai paraméterei határozzák meg
- Endogén: jellemzőit a kiváltó hatás jelentősége és az egyén állapota határozza meg

Jel/zaj viszony javítása:

- n-szer jobb eredményhez legalább n^2 választ kell átlagolni

Kiváltott potenciál komponens	Kísérleti paradigma	Jelleg
BAEP	akusztikus agytörzsi kiváltott potenciál a hallópálya épségének vizsgálatára	exogén
BERA	ingerintenzitás hatása az agytörzsi válaszra	exogén
Na/Pa	koppanó hangingerrel kiváltott potenciál	mezogén
N1	szelektív hallási figyelem	endogén
MMN	passzív oddball paradigma	endogén
P300	aktív oddball paradigma	endogén
ERN	téves válasz esetén negatív komponens	endogén
P150	vizuális EKP-k különböző típusú ingerekre	endogén
N400	szemantikai anomális	endogén
CNV	várakozási vagy felkészülési hullám	endogén

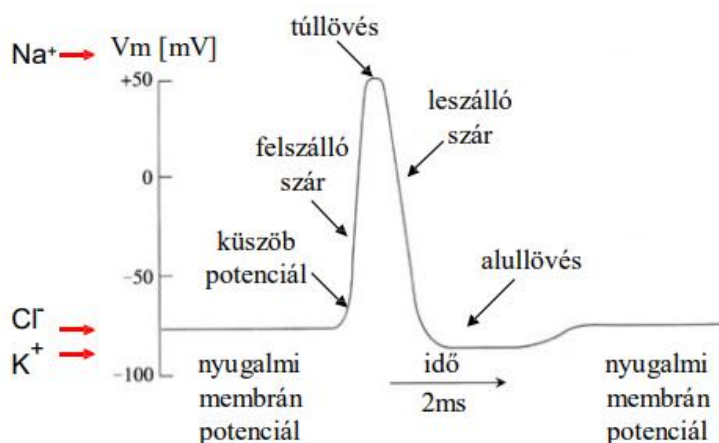
4. előadás

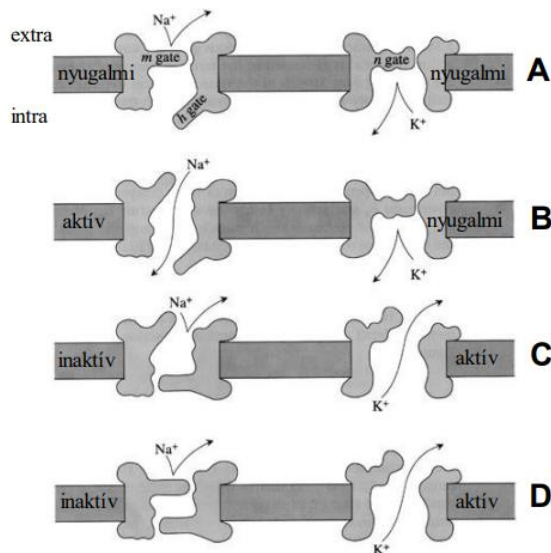
Permeabilitás állandó	Extracell koncentráció	V_m	Extracell koncentráció	V_m
Na^+	↑	D	↓	H
K^+	↑	D	↓	H
Cl^-	↑	H	↓	D

Koncentráció állandó	Permeabilitás	V_m	Permeabilitás	V_m
Na^+	↑	D	↓	H
K^+	↑	H	↓	D
Cl^-	↑	H/D	↓	D/H

NYUGALMI MEMBRÁNPOTENCIÁL ÖSSZEFOGLALÓ

- Ionszelektív (szemipermeábilis) membrán, átengedi a vizet, nem engedi át az ionokat
- Ingerelhetőség feltétele ionkoncentráció különbség a membrán két oldala között
- Diffúziós és elektromos erők kölcsönhatása szabja meg a membránon mérhető feszültséget
- Nernst egyensúlyban a feszültség (V_k) a koncentrációk hányadosának logaritmusával egyenesen arányos
- Nernst egyensúlyban az ioncsatornákon nem folyik áram
- Igazi sejtben a V_r -t az ionkoncentráció különbségek és az ioncsatorna permeabilitások határozzák meg
- Legfontosabb mobilis ionok a Na, K és a Cl, intracell sok A és K, extracell sok Na és Cl, $P_K > P_{Cl} > P_{Na}$
- Az ionok dinamikus egyensúlyban vannak, nem teljesül az egyensúly, a csatornák szivárognak
- A szivárgást energia igényes pumpák kompenzálják (Na-K pumpa)
- V_r -t jó közelítéssel a Goldman egyenlet írja le
- Depolarizáció $V_m > V_r$, hiperpolarizáció $V_m < V_r$
- Mind a koncentrációk, mind a permeabilitások változásai hatnak a V_m -re
- Extracell Na és K koncentráció növelése depolarizál, csökkentése hiperpolarizál (Cl ellenkező)
- Az egyes ioncsatornák P növelése az adott ion egyensúly (Nernst) potenciálja felé tolja el a V_m -t
- P változtatása esetén V_k és V_r ismeretében meghatározható az ionok mozgásának iránya
- P_{Na} növelése depolarizál (Na beáramlás), P_K növelése hiperpolarizál (K kiáramlás)
- P_{Cl} növelése hiperpolarizál vagy depolarizál attól függően, hogy mekkora a Cl egyensúly potenciálja





Nyugalmi fázis:

- csatornák, membrán nyugalmi állapotban
- $V_m = V_r$

Depolarizációs fázis:

- V_m meghaladja a Na csatorna nyitási küszöbét
- Na csatorna azonnal kinyit, Na áramlik be a sejtbe
- V_m depolarizálódik
- K csatorna még zárva van, K áram nem folyik

Repolarizációs fázis:

- Na csatorna inaktiváció, Na áram megszűnik
- K csatorna kinyit, K áramlik ki a sejtől
- V_m repolarizálódik

Utóhiperpolarizációs fázis (AHP):

- Na csatorna inaktív, nyugalmi állapothoz közelít, Na áram nincs
- K csatorna továbbra is aktív marad, K áramlik ki a sejtől
- V_m hiperpolarizálódik

Abszolút refrakter periódus (ARP): semekkora inger nem hozza a sejtet ingerületbe

Relatív refrakter periódus (RRP): csak erős inger kelt akciós potenciált.

ARP okai:

1. A depolarizációs fázisban nem tud több Na csatorna aktiválódni.
2. A repolarizációs fázisban a Na csatornák inaktívvá válnak, a feszültség szenzornak idő kell az újbóli nyugalmi állapot elérésére, ez alatt az idő alatt nem nyitja a csatornát.

RRP okai:

1. Nem egyszerre tér vissza az összes Na csatorna az inaktivációból, nagyobb inger kell, hogy a kevesebb számú nyugalmi állapotban lévő csatornából az inger elegendő számút aktiváljon az akciós potenciál kiváltásához.
2. Mivel a K csatorna még nyitva van, a sejt hiperpolarizált, így nagyobb inger kell a Na csatorna küszöb eléréséhez.

Akciós potenciál összefoglaló:

- Elektrokémiai alapja az ionkoncentráció különbség a membrán két oldala között
- Molekuláris alapja feszültség vezérelt ioncsatorna (Na, K)
- Membrán depolarizáció triggereli
- Fázisai: depolarizáció, repolarizáció, utóhiperpolarizáció (AHP)
- Depolarizációs AP fázis: membrán depol. Na csatorna nyit > Na beáramlás > depol. > Na csatorna inaktiváció
- Repolarizációs AP fázis: K csatorna nyit (5ms késés) > K beáramlás > repolarizáció
- AHP fázis: K csatorna még nyitva > K beáramlás > utóhiperpolarizáció
- Minden vagy semmi elve
- Amplitúdó veszteség nélkül terjed
- Nem szummálódik
- Abszolút és relatív refrakter periódus jellemzi
- Axondombon és axonon váltható ki, mert itt vannak feszültség vezérelt csatornák
- Dendriteken, szómán nem váltható ki

Posztzinaptikus potenciálok összefoglaló:

- Kémiai szinapszisok
- Preszinaptikus készülék (axon terminális): AP > Ca beáramlás > neurotranszmitter ürülés
- Posztzinaptikus membrán: neurotranszmitter > ionotróp csatorna receptor > PSP
- PSP lehet excitátoros, depolarizáló: EPSP
- PSP lehet inhibítoros, hiperpolarizáló: IPSP
- EPSP > Na csatorna (glutamát) > Na beáramlás > depolarizáció > AP valószínűségét növeli
- IPSP > Cl csatorna (GABA) > Cl beáramlás > hiperpolarizáció > AP valószínűségét csökkenti
- A legtöbb szinapszis a szómán és a dendriteken van, AP iniciáció az axondombon
- A PSP-k elektrotónusosan terjednek (analóg, gyors, veszteséges)
- Mind térben, mind időben szummálódnak
- A szummált EPSP-k és IPSP-k axondombon kialakított potenciálja határozza meg az AP kiváltását
- Ez teremti meg a neuronális információ feldolgozás alapjait

5. előadás

ELSŐFAJÚ VEZETŐ / ELEKTRONVEZETŐ: az az anyag, ahol az elektron elmozdulása hozza létre az elektromos áramot.

MÁSODFAJÚ VEZETŐ / IONVEZETŐ: olyan anyag ill. oldat, ahol töltéssel bíró részecskék (ionok) elmozdulása hozza létre az áramot.

ELEKTÓD: szűkebb értelemben egy elektronvezető, tágabb értelemben egy elektronvezető és egy elektrolit együttese.

ELEKTÓD POTENCIÁL: Az elektronok potenciális energiája az elektródon (elvi definíció, mivel ennek abszolút értéke nem határozható meg).

A valóságban olyan relatív érték, melyet egy önkényesen kiszemelt 0-ponthoz, a standard hidrogénelektrod potenciáljához viszonyítunk: annak a galvánelemnek az elektromotoros ereje, amelynek egyik elektródja a vizsgált, a másik a standard hidrogénelektrod.

NEMPOLÁROZÓDÓ ELEKTÓD: az elektródreakcióban résztvevő fém saját sójával érintkezik és a só anionját tartalmazó oldatba merül.

Lehetséges példák: ezüst/ezüst-klorid elektród, $\text{AgCl} + e \leftrightarrow \text{Ag} + \text{Cl}^-$

AGYI BIOELEKTROMOS JELEK ELVEZETÉSÉRE HASZNÁLT ELEKTÓD TÍPUSOK

(mikro → makro elvezetés)

Intracelluláris mikroelvezetés: mindig **üvegkapilláris** mikroelektrod (patch-clamp elektród)

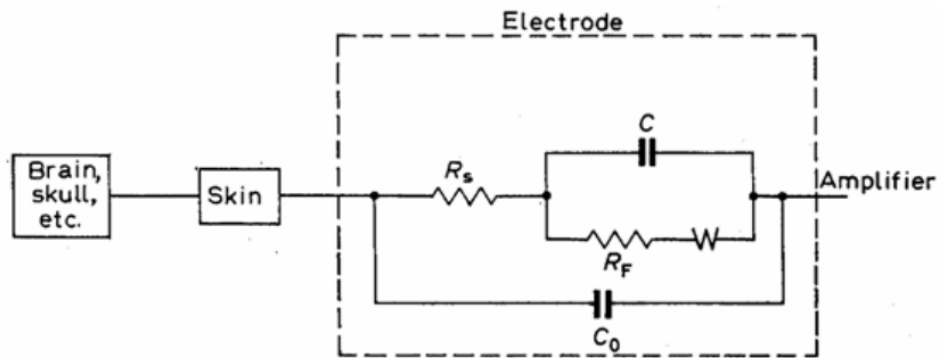
Extracelluláris mikroelvezetés: üvegkapilláris mikroelektrod
hegyezett fém elektród, lakk szigetelés
hegyezett fém elektród, üveg szigetelés
szénszál, üveg kapilláris szigetelés
szigetelt vékony fémhuzal (fine wire electrode)
tetród
multielektrod

Lokális mezőpotenciál elvezetés: a fentiek bármelyike

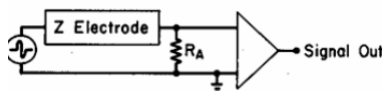
Makropotenciál elvezetés:

felszíni elvezetés:	fém korong elektród Ag/AgCl elektród
intracerebrális (intramuszkuláris)	szigetelt fémhuzal elektród multielektrod tű elektród

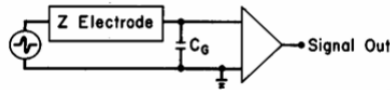
Agyi elektródok típusainál minél nagyobb az elvezető felszín, annál kisebb a jel amplitúdója.



- R_s paszta ellenállás
- R_f elektród ellenállás
- C elektród kapacitás
- W Wartburg impedancia (frekvencia függő)
- C_0 kóbor árammal kapcsolatos impedancia



Az erősítő bemenő ellenállása befolyásolja a jel amplitúdóját.



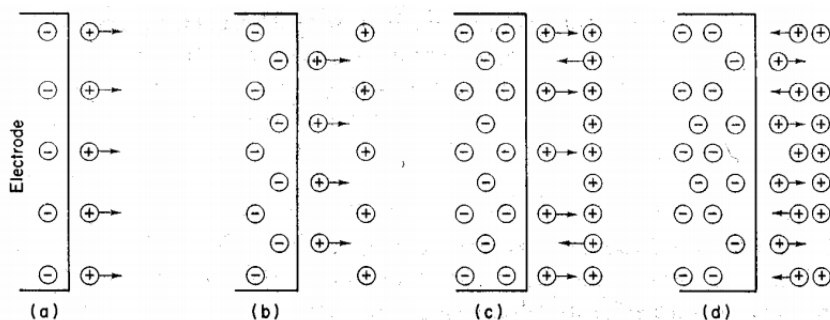
A bemenő kapacitás csökkenti a magas frekvenciás átvitelt.

$$C_G = C_{G(E)} + C_{G(W)} + C_{G(A)}$$

Sokkal nagyobbak kell lennie az erősítő impedanciájának az elektródnál.

Ha a bemenő kapacitás nagy, a frekvenciás átvitelt torzíttja.

Fém-folyadék érintkezésekor ion mozgás alakul ki → *polarizáció* → egyensúlyi állapot → **kettős réteg** → *kapacitásként működik!!!*



A kettős réteg kialakulása: a.: ionok áramlanak az oldatba a fém oldatba mártásakor; b.: az ionok száma nő az oldatban; c.: az ion áramlás a fémből és vissza különböző arányú; d.: egyensúly alakul ki, ha a kétirányú áramlás egyenlő. Az oldatban felhalmozódott pozitív ionok okozzák a kettős réteget.

Elektród potenciál: standard hidrogén elektróddal szemben mért potenciál különbség.

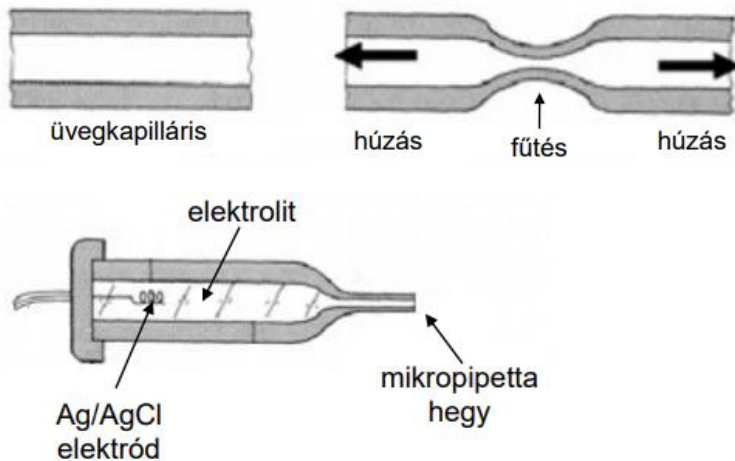
Az elektród impedanciafüggése: Fém elektródok esetében a kettősréteg kapacitív tulajdonsága miatt alacsony frekvencián az elektród impedanciája megnő.

Nemzetközi EEG szabvány: Az elektród ellenállása kevesebb legyen mint 5 kOhm.

Stereotaxic apparatus: az a technika, amikor a kísérleti állatra célzó készüléket alkalmazunk.

Linear array multielektrod: különböző rétegekből tudjuk elvezetni az elektromos jeleket.

Mikropipetta készítés:



Az üveg mikroelektrodnál a sejttel kontaktusba kerülő vezető közeg a pipettában lévő sóoldat (elektrolit). A biológiai jel a sóoldatból nempolározódó Ag/AgCl elektródon keresztül fémvezetéken keresztül jut az előerősítőbe.

Tetród: Négy egymáshoz közel elhelyezett mikroelektrod lehetővé teszi a több neuronról egyidejűleg elvezetett akciós potenciálok megkülönböztetését.

6. előadás

Elvezetési technikák:

Extracelluláris

Sejten kívüli térből mérünk
Egy vagy sok neuron aktivitásának mérése (populációs)
Mezőpotenciálok (szummált szinaptikus aktivitás)
Sok sejt akciós potenciálját mérheti (multiunit, MUA)
Egyes sejtek AP mérése is lehetséges (single unit)

Mérő elektródok

Mikropipetta
Egy kontaktusú fém szál (hegyezett)
Több kontaktusú fém szál (tetród, multielektrod)
Szilícium alapú multielektrodok

Előnyök-hátrányok

Technikailag egyszerűbb
De nagyon kicsi a jel amplitúdója (10-500 μ V)
Kis elektromos zajú erősítők kellene
Sok csatornán (10-200) lehet elvezetni
Szabadon mozgó állatokban is használható
Sejten belüli folyamatokat közvetlenül nem méri

Intracelluláris

Sejten belüli térből mérünk
Egy neuron aktivitásának mérése
Szinaptikus, akciós és membránpotenciálok mérése
Ioncsatorna és membránáramok mérése
Akár 1 darab ioncsatorna mérése
Kémiai anyagadás mérés közben

Mérő elektród

Mikropipetta

Előnyök-hátrányok

Technikailag bonyolultabb
Nagy a jel amplitúdója (1-100mV)
Kis elektromos zajú erősítők kellene
Kevés csatornán (1-4) lehet elvezetni
Szabadon mozgó állatokban nem használható
Sejten belüli folyamatokat közvetlenül méri

Sharp microelectrode

nagyon hegyes mikropipetta
hegy $< 1 \mu\text{m}$
nagy elektróda ellenállás

külső nyomásra hatol a sejtbe az elektróda
kicsi szigetelési ellenállás
nagy szivárgó áram az elektróda mellett

élő preparátumban jól használható
mélyen fekvő sejteket is el lehet érni
'vak' elvezetések
nem tervezhető egyes kiválasztott sejtek célzása

membrán potenciál mérések
konstans áram injekció
current clamp
csatorna áramok mérésére kevésbé alkalmas
egyes ioncsatorna mérésekre alkalmatlan

Patch-clamp

kevésbé hegyes mikropipetta
hegy $< 1 \mu\text{m}$
kisebb elektróda ellenállás

a sejtet rászívják az elektródára
nagy szigetelési ellenállás (GOhm seal)
kicsi szivárgó áram az elektróda mellett

élő preparátumban nem jól használható
mélyen fekvő sejteket nem lehet elérni
általában agyszeleteken, vagy sejt kultúrákon
egyes sejtek, sejt régiók célzottan elvezethetők

membrán potenciál, membrán áram mérések
konstans áram injekció, konstans membrán feszültség
current clamp, voltage clamp
csatorna áramok mérésére kiválóan alkalmas
egyes ioncsatorna mérésekre alkalmas

- Extracelluláris mérések: populációs aktivitás kimutatása
- Intracelluláris mérések: membrán jelenségek kimutatása
- Intracelluláris elektród típusok:
 - sharp elektródok
 - patch elektródok
- Sharp: nagy elektród ellenállás, nagy szivárgó áram, mélyre implantálható
- Patch: kicsi ellenállás, kicsi szivárgó áram, felszíni vizsgálatok (mikroszkópos kontroll)
- Mérési technikák:
 - current clamp
 - voltage clamp
- Current clamp: adott áramot injektálunk, feszültséget mérünk (jó a sharp elektróda)
- membrán ellenállás, kapacitás mérés, ingerlés
- Voltage clamp: adott feszültségen tartjuk a membránt, az ehhez szükséges áramot mérjük
ioncsatorna, membrán áram mérés, patch elektróddal
- Sejtmembrán elektromos helyettesítő kép: RC hálózat
- RC-körben a C feszültségét töltés és kisütés esetében exponenciális függvény írja le

- Áramgenerátorral töltött RC körben a kondenzátor feszültség függvénye exponenciális
- Ha t nagyon nagy, a feszültséget az ellenállás határozza meg
- A feszültség görbe kezdeti szakaszát (t kicsi) a kapacitás határozza meg
- Az időállandó ($\tau=RC$) ismeretében az exponenciális függvény kiszámítható
- Kisütés esetén az τ -t a 63%-os feszültség eséshez tartozó t értéke adja meg
- Gyakorlatban a current clamp-et egy elektródával valószínűsítjük meg
- Gyakorlatban az elektródnak (mérő rendszernek) van parazita kapacitása, soros ellenállása és DC-je
- A kapacitáson: **Ce** és a soros ellenálláson: **Re** folyó áram valamint a **DC** mérési hibát okoz
- Ezeket a hibákat kompenzálni kell, úgy, hogy az erősítő ne lássa a **Ce**-t, **Re**-t és **DC**-t
- Sejtén kívüli esetben az áraminjekció hatására az elvezetett feszültség nulla legyen
- A **Ce** negatív kapacitással kompenzálható, ezt változtatható erősítésű (**A**) erősítő és egy kapacitás adja
- **A**-t úgy változtatjuk, hogy a kimeneti jelalak a legmeredekebb legyen
- Az **Re** kompenzálására a kimeneti jelből levonjuk az **Rbb** által leosztott bemeneti jelet (bridge balance)
- **Rbb**-t úgy változtatjuk, hogy a kimeneti jelalak ne tartalmazzon lépcsőt
- A **DC** kompenzálására a kimeneti jelből kivonunk egy konstans feszültséget, mely **Rdc**-vel adható meg
- **Rdc**-t úgy változtatjuk, hogy a kimeneti jelalak nulla legyen
- **A** értékéből kiszámítható az elektróda parazita kapacitása
- **Rbb** értékéből kiszámítható az elektróda soros ellenállása

Interface kamra

Jobb oxigenáltság
Sejtek keresése vakon – véletlenszerű
Sejtek a szelet teljes vastagságában
Sok hely az extracelluláris elektródoknak
Szövet minősége kevésbé számít (idősebb állatból származó szövet is)

Submerged kamra

Roszbabb oxigenáltság (javítható)
Sejtek keresése célzottan – nem véletlenszerű
Sejtek csak a szelet felszínén
Kevés hely az extracelluláris elektródoknak
Szövet minősége nagyon fontos (csak fiatal állatból származó szövet)

Sejtválogatás: az AP-k csoportosítása a jellemző paraméterek alapján; mindegyik klaszter egy-egy idegsejthez tartozik; tudjuk, hogy melyik AP melyik neuronhoz tartozik, azonban nem ismert, hogy hány aktív idegsejt található az elektród körül

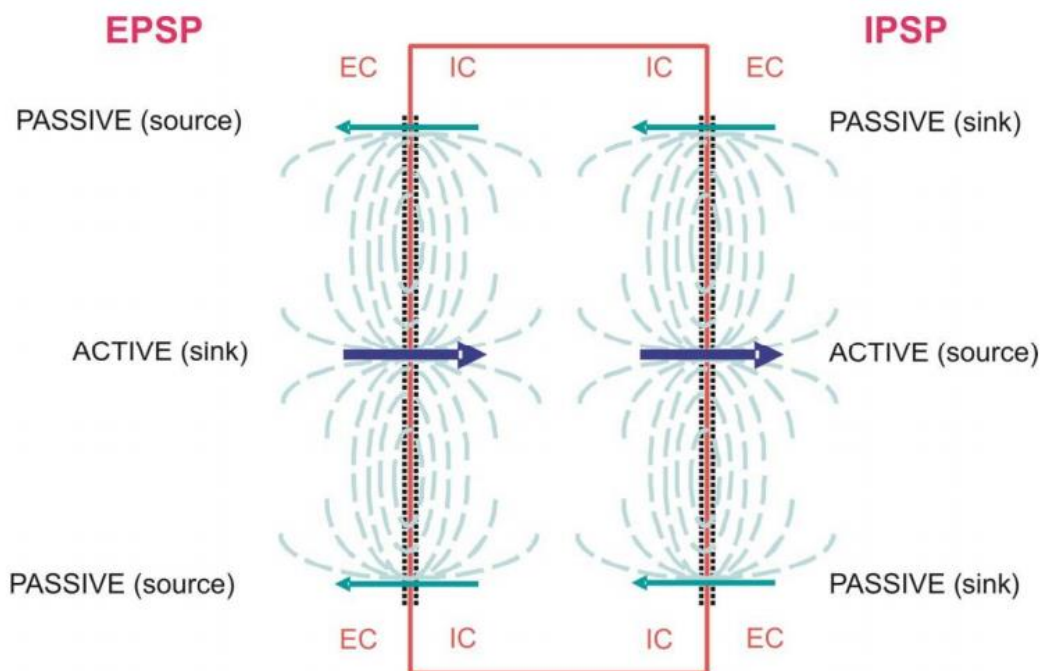
Lépései:

- AP szűrés
- küszöb detekció
- események tárolása
- csúcs szerinti rendezés
- spike alak paraméterezése
- paraméterek szerinti megjelenítés (2-n dimenzió)
- csoportokba rendezés (clustering)
- ellenőrzés (refrakter periódus vizsgálata)

- Az extracellulárisan detektálható AP-k amplitúdója kicsi.
- Mivel az extracelluláris tér jó vezető és az áramok gyorsan szétfolynak.
- Általában fém vagy szilícium elektródokkal detektáljuk.
- Az AP kinyerésére szűrést használunk.
- Az AP idegsejthez rendelésére sejtválogatást alkalmazunk.

7. előadás

- Idegimpulzus (akciós potenciál):
 - Minden vagy semmi
 - „Digitális” jel
 - Rövid időtartam: 0,5-3 ms
 - Nem vezetődik távolra az extracelluláris térben
- Küszöb alatti membránpotenciál változások
 - Időbeli és térbeli szummáció
 - „Analóg” jel
 - Hosszú időtartam: 10-100 ms
 - Távolra vezetődnek az extracelluláris térben



EC: extracelluláris médium. IC: intracelluláris tér. EPSP: excitatory postsynaptic potential – serkentő posztzinaptikus potenciál. IPSP: inhibitory postsynaptic potential – gátló posztzinaptikus potenciál.

Tangenciális dipól: párhuzamos, hallókéregben (fejtető), MEG méri jól

Radiális dipól: merőleges, látókéregben (fej hátulja), EEG méri jól

Két ökölszabály a generáló dipólok és a generált potenciál mezők összefüggésének megértéséhez:

- Minél nagyobb a generáló dipólok száma, annál nagyobb a regisztrált jel amplitúdója.
- Minél inkább radiális a generáló dipól iránya, annál nagyobb a regisztrált jel amplitúdója.

Fej vezető képessége: A koponya vezetőképessége lényegesen kisebb, mint a másik két közegé. (Mágneses jeleket nem csökkenti a koponya.)

- Modell alapú módszerek
 - Lineáris módszerek
 - Alulhatározott (elosztott) modell
 - Minden lehetséges forrást figyelembe vesz, a források számát illetően nincs szükség a priori feltételezésekre
 - A mérések (elektrodák) száma száz alatti, viszont az ismeretlenek száma tízezres nagyságrendű
 - Megszorítások szükségesek a megoldáshoz (az agy anatómiájáról, fiziológiájáról meglévő általános vagy egyedi ismereteink)
 - Túlhatározott (dipól) modell
 - feltételezi, hogy kis számú diszkrét forrás hozza létre az EEG/MEG jeleket
 - nagy mértékben függ a dipólok számától
 - Nemlineáris módszerek
 - Egy vagy több forrás dipólt feltételeznek
 - A forrás dipól modell különböző paraméterei (hely, irány, erősség) rögzíthetők vagy változtathatók
- Modell független módszerek

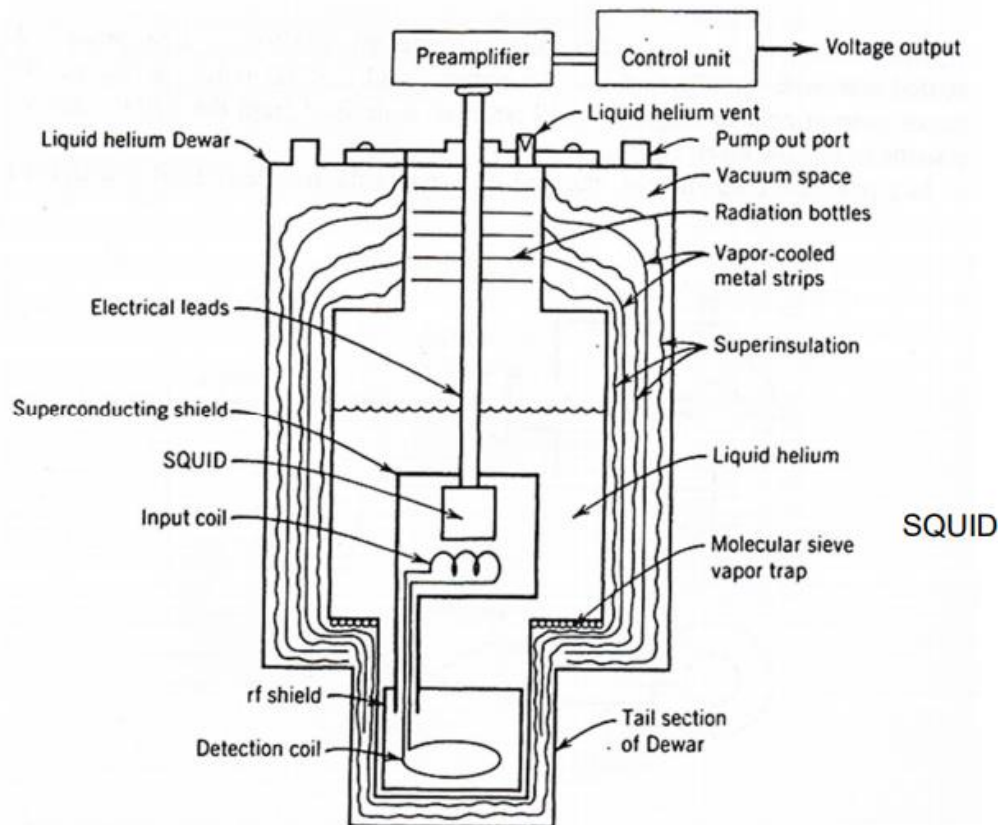
LORETA: Low-Resolution Electromagnetic Tomography

sLORETA: standardized LORETA

CSD: transzmembrán áramok összege egy adott térrész minden neuronján

8. előadás

SQUID: Superconducting QUantum Interference Device)



zajcsökkentés – shielding

MEG legnagyobb előnye, hogy non-invazívan is tudunk nagyon jó felbontást elérni

ELEKTROMIOGRÁFIA: Harántcsíkolt izmok bioelektromos tevékenységének vizsgálata (izomrostok akciós potenciáljai hozzák létre).

MOTOROS EGYSÉG: egy első szarvi motoneuron és az általa beidegzett izomrostok

NYUGALMI ÁLLAPOTBAN: nincs EMG tevékenység

MOTOROS EGYSÉG POTENCIÁL: egy motoros egység izomrostjainak összeadódó akciós potenciálja. Enyhe kontrakciónál az egységpotenciálok izoláltan jelentkeznek

INTERFERENCIA MINTA: erős kontrakciónál sok motoros egység működik **aszinkron módon**, a motoros egység potenciálok egymást átfedve jelentkeznek

Mivel a izomrostok refrakter stádiuma lezajlik a kontrakció befejeződése előtt, lehetőség van a kontrakciók összegeződésére (szummáció). Az izomrostok elernyedése előtt érkező újabb ingerületre létrejövő kontrakció hozzáadódik az előző kontrakció maradékához (szuperpozíció)

= **részleges v. inkomplett tetanusz**

Ha a következő ingerület a kontrakció csúcsán érkezik, az elernyedés elmarad, az izom maximálisan összehúzódtott állapotban marad
= **komplett tetanusz**

Henneman szabály: Akaratlagos izommozgásnál a kisebb motoros egységek aktiválódnak előbb, a nagyobb motoros egységek fokozott erő kifejtésénél kapcsolódnak be a mozgásba.

Egy motoros egység izomrostjai *nagyjából egy időben aktiválódnak*. Kis aszinkronitást okoz az egyes rostokat beidegző axonkollaterálisok eltérő hossza !!!

Izomerő szabályozása:

- egy adott motoros egység működési frekvenciájának fokozása
- a működő motoros egységek számának növelésével

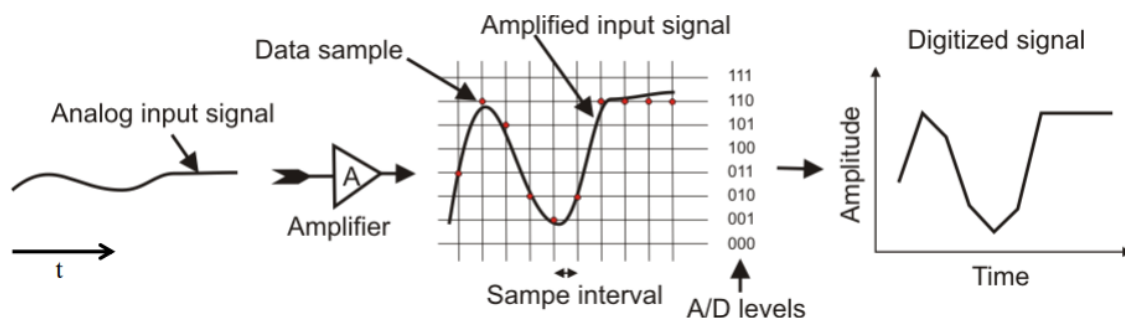
9. előadás

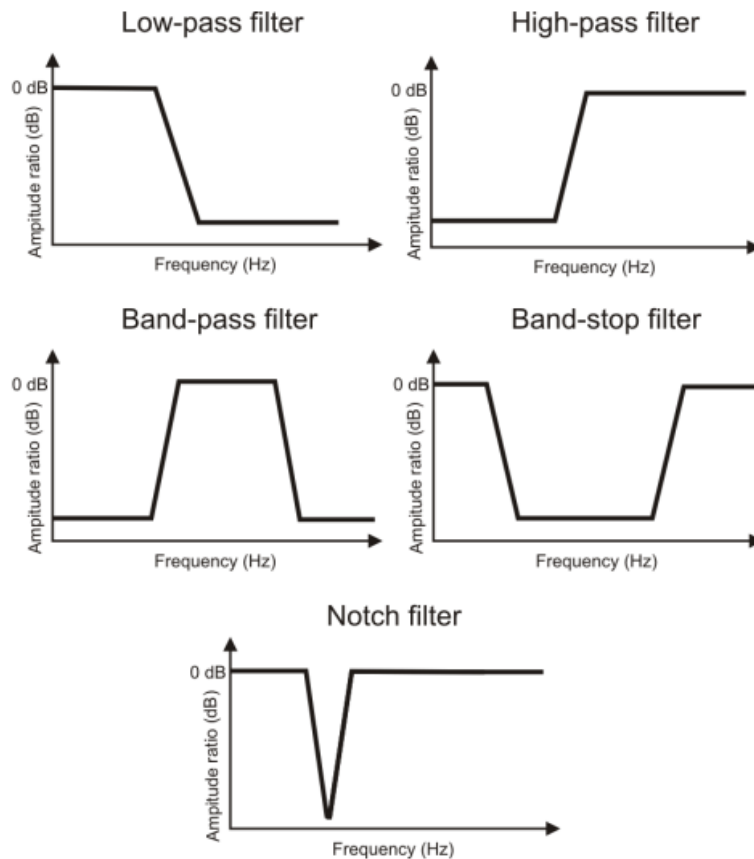
A/D CONVERSION

- **Discretization of time:** sampling the continuous wave at a given interval (sampling rate/frequency).
- **Nyquist sampling theorem:** the original signal can be exactly reproduced if the sampling rate is at least twice than the highest frequency of the signal.
- **Discretization of the amplitude (quantization):** performed by rounding or truncating a measured real-value or an integer representation (amplitude resolution, input range).
- **Amplitude resolution:** tells us the number of discrete values (levels) that the ADC can produce over the range of analog values. For example ADC with an 8-bit range has $2^8 = 256$ levels.

A/D CONVERSION

3-bit resolution - example





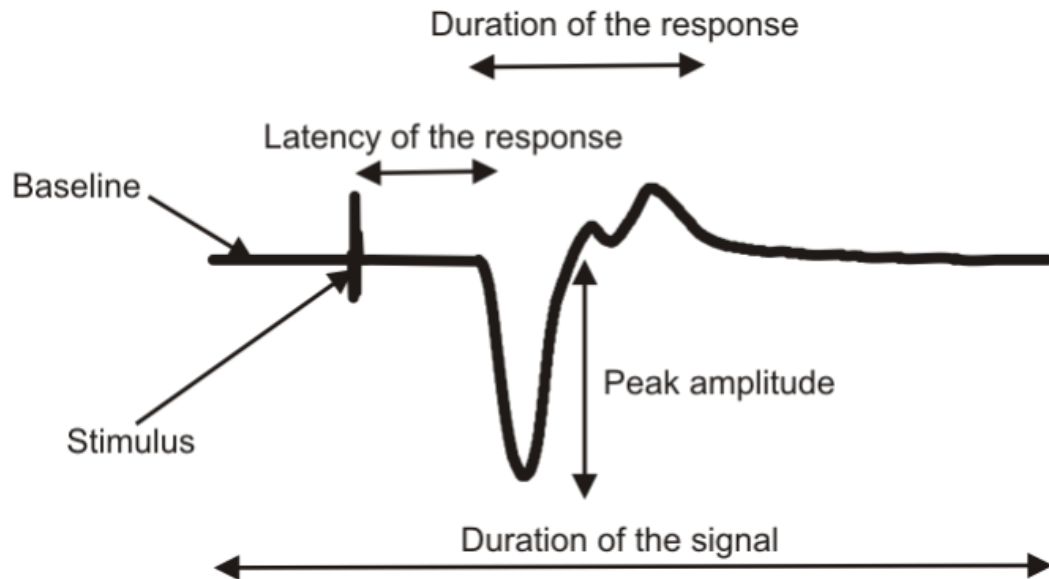
PROPERTIES OF BIOELECTRIC SIGNALS

Amplitude – Means the values of the time-varying signal along the vertical-axis. In case of bioelectric signals it is measured in mV, μ V, mA, μ A or fT (MEG).

Duration – The duration means the length of the signal (time value - horizontal axis) or a particular time interval of the signal. For example the duration of an action potential is around 1 ms.

Latency – The latency is the time delay between the onset of a stimulus and the response it triggers. The term latency is used for example by evoked potentials or by calculating the nerve conduction speeds.

Phase – In case of periodic signals the phase of the signal is the fraction of a complete cycle elapsed as measured from a specified reference point and often expressed as an angle.



EMG signal (stimulating the elbow and recording the response)

- A technique used in the time domain to increase the strength of the small amplitude signals of interest buried in noise.
- Increases the SNR by a proportion to the square root of the number of measurements (N).
- Example: EEG recording with $40 \mu V$ background activity and an auditory evoked potential with $10 \mu V$ amplitude hidden in the background activity of the EEG: SNR is $\frac{1}{4}$. To increase the S/N to $\frac{2}{1}$ (8x increase) we have to average 64 responses or epochs.
- Conditions of ideal averaging:
 - Signal and noise are uncorrelated
 - The timing of the signal is known (trigger signal)
 - The signal is time locked to the stimulus
 - The noise is random with zero mean

FREQUENCY (SPECTRAL) ANALYSIS

- Analysis in the frequency domain instead of time domain.
- Fourier series technique is used to decompose periodic functions into their cosine and sine components.
- Example: square wave – five sine waves with different frequency and amplitude
- Complex Fourier series -> **Fourier transformation**: transforms data from the time domain into the frequency domain.
- Analog signals (continuous time) - continuous Fourier transform (CFT)
- Digitized signals (discrete time) - discrete Fourier transform (DFT)
- Efficient algorithm for DFT calculation: Fast Fourier Transform (FFT)

WAVELET ANALYSIS

- Wavelet - wave-like oscillation with an amplitude that starts out at zero, increases, and then decreases back to zero.
- Provides the means to detect and analyze nonstationarity in signals.
- Spectral analysis: the spectrum represents the whole time domain epoch, it is uncertain where exactly any particular frequency component is located in time.
- Fourier-based spectral analysis: choice of the epoch length is a compromise between time and frequency resolution.
- A very high temporal resolution (small epoch) is always associated with a low spectral resolution and vice versa.
- Wavelet analysis: accurate time and frequency resolution.

NEUROMETRICS

Advantages of Neurometrics against conventional EEG:

- It gives a precise, quantitative and reproducible estimation of the deviation from the normal brain activity
- Converting the data into a standardized dimension makes it possible to create topographical statistical brain maps
- Quantitative characterization of some brain disorders is also possible
- Multivariate statistical techniques can be applied
- Subgroups of the patients can be determined
- The development of the disorders can be quantitatively characterized

