

1

Elfe fogalma, deficiencia

Elfe az élettan növelési és állati szervezetek elektromos jelenségét vizsgáló ága

- élettan terület, amely egyes növények funkcióját (ingerületi állapot) kisebb elektromos potenciálingadozások regisztrálásával, értelmezésével elektromos ingerléssel foglalkozik, ill. amely felhasználja az elektromosság hatását az élő szervezet működésének befolyásolására

regisztrálás: elektróddal

erősítés, regisztrált jelek megjelenítése: számszó, oszcilloszkóp

Elfe megalapozója: Luigi Galvani

ma: csak regisztrálunk elektromos jelenségeket vagy elektromos ingerléssel alakozunk be + udzsures uodnerek

2 Bioelektromos jelek osztályozása, vizsgáló módszerek

- helyi jelenségek vizsgálata
- Membrán potenciál, akciós potenciál
- Idegsejt aktivitás vizsgálata - intracell, extracell, soksejt aktivitás (multiunit activity)

↳ egysejt - soksejt aktivitás (vagy elektróddal vizsg.)

akciós potenciálok regisztr. - miat információbundák csapóként elmozdulnak, a belső túl. - it

2. makrojelenségek - kutatóban és klinikumban alk.

elektroencephalogram - idegköteg ap + verejték el

ENG

↳ vastag mozgató + vékony reagáló márt extracell elvez. makroelektroddal

elektromiogram - minden keltekerett bioelektromos jel elvez.

ERG

ma: töltött golyó, fény hatására elektromos pot. oszcillációk vizsg.

EEG - fej bőrről elvezetett agyi bioelektromos ritmusok

allandó sok & idegsejt aktivitásának szimulációja

↳ ECoG - közvetlenül az agykéreg felületéről van az elvezetés műtét közben

lokális mérőpotenciál - EEG jellegű aktivitás, ha kis elektróddal verejték el, ha sok kis sejt populációt

aktivitást verejték el - lassú oszcillációkat és multiunit aktivitást is felismerik -

kezdő összehasonlításra kenne. lok. mp. +

MEG - fejből, fej köré hely. magnetometrel mágneses változást detektál

Eseményhez kötött pot. - eseményhez köthető izgalmi folyamat

időben kötött izgalmi

folyamat alakul ki

időben kötött az eseményhez

optical imaging? sejtek fényre érzékenysége

optogenetika

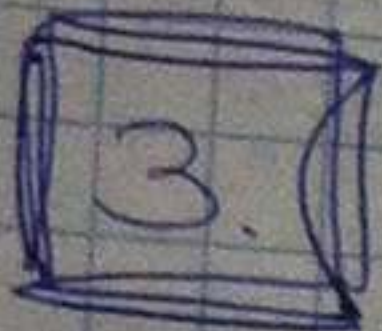
Elektromogram (EMG)

- karantescsolt izmok elektromos aktivitásának vizsgál.
- ↳ felső és alsó bicepsz fölél
- ↳ egyes mozg. elektromogram - kékkel írod
- ↳ motoros egyes potenciál - lilével írod

Elektrocardiogram (ECG)

szívban elektromos aktivitásának vizsgál.

elektrookulogram



Elektrofiziológia történetének főbb fejezetei



1. Egyiptomnak - Scribonius Erapus - elektromos hal utese
(i.e. 4000) (i.u. 46) tetőfajánna

Claudius Galenus

1552 - "Physiologia" no először használ

1610 - "Physiologia medica" - cím

1644 - reneszánsz - kísérletek a, de működés van rájuk
Descartes

Swammerdam - holland biológus
izom terfogata a vált.

2. Luigi Galvani 1737 - 1798 Bologna

béka kísérletek - villámhárítónál bekarozott neleg

1791 - könyv - elektromos hatással bekarozott mozg.
"allati elektromosság"

Volta

Alessandro Volta - volta orsolya - ma galvanus elem
izmot felhatalmazás

3. Giovanni Aldini - Galvani unokaöccse
első aki elektromos ingerlést végzett emberek

1801 -
1805

Carlo Matteucci - van allati elektromosság!

Johannes Müller - 1844 könyv - van lehet némi az idegek.
béka ideg

Hermann L. F. von Helmholtz megnevezte a vezetési sebességet

4. 1838 - 1891 G. Theodor Fritsch } agykéreg elektromos
1838 - 1897 Eduard Hitzig } ingerlése atyja

Richard Caton - 1875 elektroencefalográfia atyja
először vezetett el bioelektromos jeleket nyúl
és macska agykéregből

Hans Berger - fejében helyezett elektroddal vezetett el
1924 júli 6 emberi agyi bioelektromos jeleket

20. sz. Nobel-díjak jelöl

kontinuitás - folytonosság

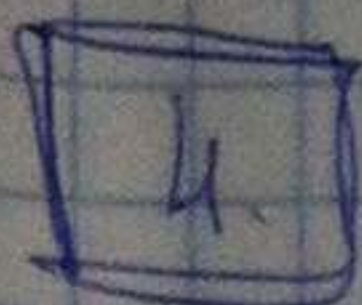
kontinuitás - érintkezések egymással (név)

1924 - EGG Nobel-díj - Ewald Hoven W.

1963 - Eccles - intracelluláris elvezetés először - gátló neuroni-
sok vannak MODERN elv is megalapított

Stockholm - Karolinska elv az orvosok elveit Nobel-díjra

1980-as évek patch-clamp
elektrofiz



4. Biopotenciál elvezetés típusai, intracelluláris elvezetéstől a makropotenciál elvezetésig

mindig 2 pont közötti potenciálkül. mérünk
elő nemzetben ϕ 0 potenciál, benne a potenciál terjed

típus: unipoláris - egyik elektróda a ment ponton, másik
mind távolabb tőle, (0 potenciálhoz közel)
nem aktív növekedés

bipoláris - mind 2 elektróda aktív lenni lehet
2 között fellelő potenciálkülönbséget mérjük

jel amplitudó: 1-100 mV

kapilláris

magasfajta verebő

intracelluláris mikroelvezetés: üveg mikroelektróda - benne verebő:

1 nyitott verebőre el

valtozat

megnevezés: 0,1 mV

szoldat

membranpotenciál ϕ - nyugalmi állapotban DC, állandó
potenciál

extracelluláris - " - jel amplit. 0,1-20 mV

üveg, fém, szén, szén, kátród, multi-elektród

nagy - abszolút potenciál verebőre el, de nagyobb felülettel
ap. jellelterület között lehet mérni, több sejtet vizsgál. HVA
megyerekt felülettel, kibővíthető állat

szigetelt vékony felület - fine wire

→ több verebővel lehet belépni

előny: együttesen tud vizsgálni az aggyal

→ nagyobb mozgó állattól lehet elvezetni

felvétel - 4 drót összekötve

ap. alkatrészektől következtetni lehet, h. melyik sejtől jön
az elvezetés

lok. mérések - bármelyik elektróddal

aktív mérés, h. adott területekben hogy változnak az elektro-
mos jelek, ϕ sejtaktivitást

- alacsony frekvenciás jeleket ϕ mérjük ki

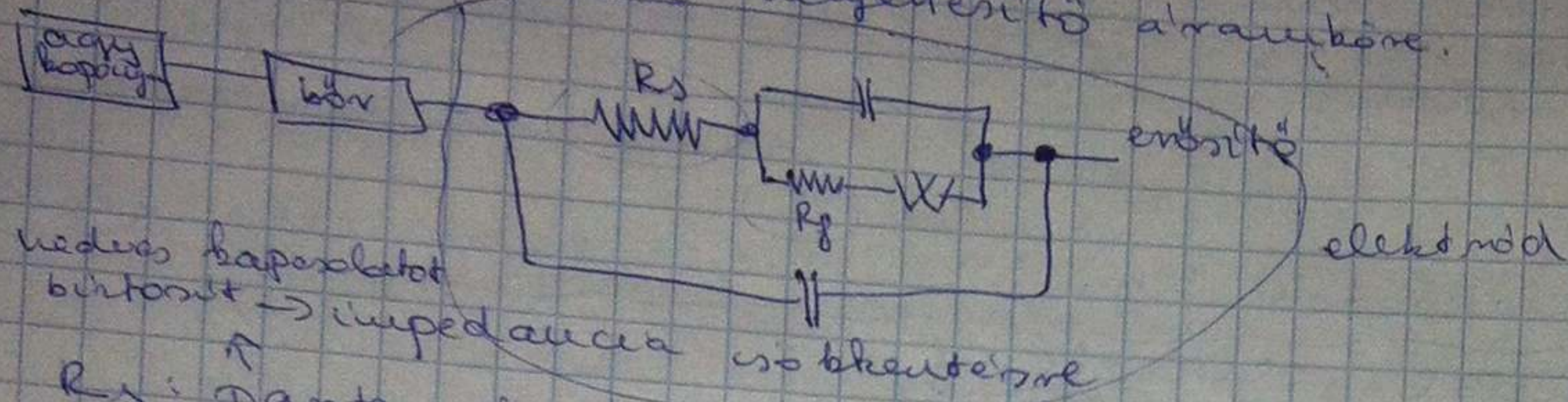
- populációs elektro-mos aktivitást mérni

makropot. elv. - felületi elektróddal - EEG Ag/AgCl elektród 10-200 μ V
agy felületéről ECoG - felületi elektród 0,1-5 mV

A biopotencial elvezető elektrodok jellemző tulajdonságai (impedancia, frekvencia átvitel)

1. elektrod impedancia
2. elektrod potencial
3. elektrod stabilitás, biokompatibilitás

elektrod impedancia helyettesítő ábráképe.



vezető kapacitát
birtokát → impedancia

- R_s : pánta ellenállás
- R_f : elektrod ellenállás
- C : elektrod kapacitás

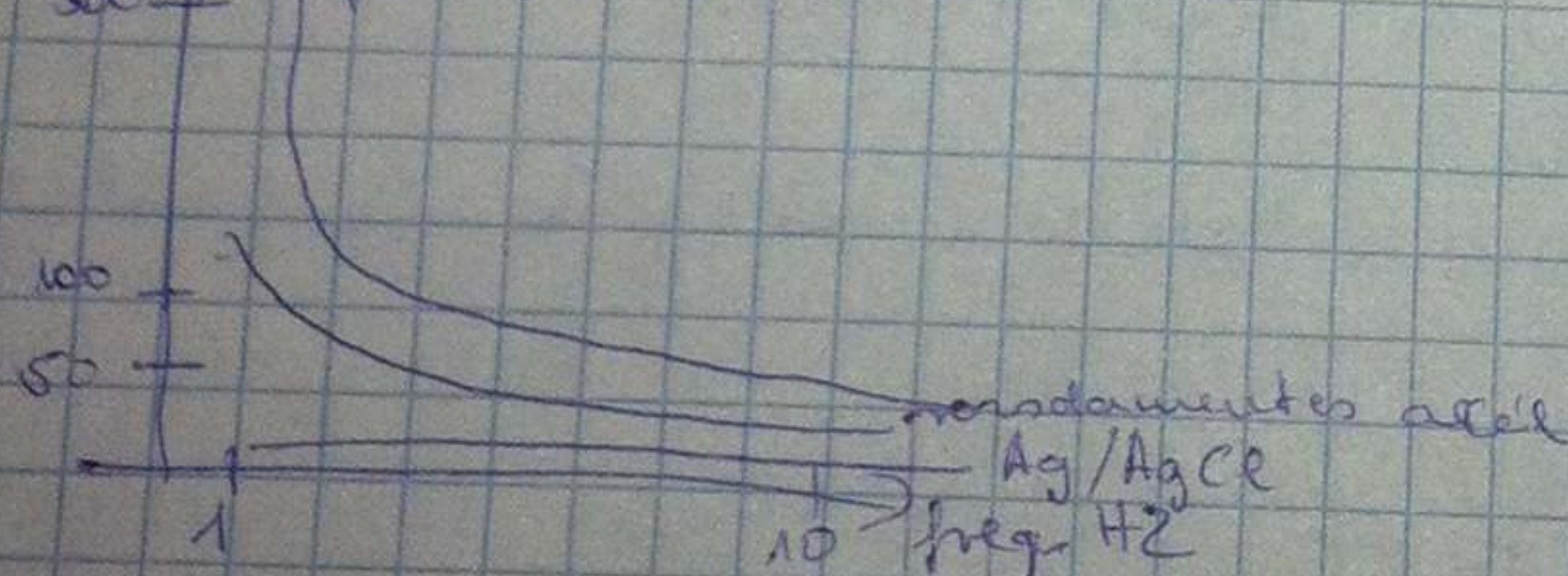
- W : Warburg impedancia (frekvencia függő)
- C_0 : labor árammal kapcsolatos impedancia

bipoláris - 2 elektrod tulajdonságai nagyon hasonlóak legyenek
üvegkapilláris elektrodokat nagy ellenállás van → aszimmetria
másként beföldelék, ez valószínű a közepes van
mivel nagyobb a frekvencia, annál jobban vezet a kapacitás
bővebb részben kapacitása kicsi legyen
bővebb erősítő ellenállás nagyon nagy legyen, elektrod
ellenállás kisebb

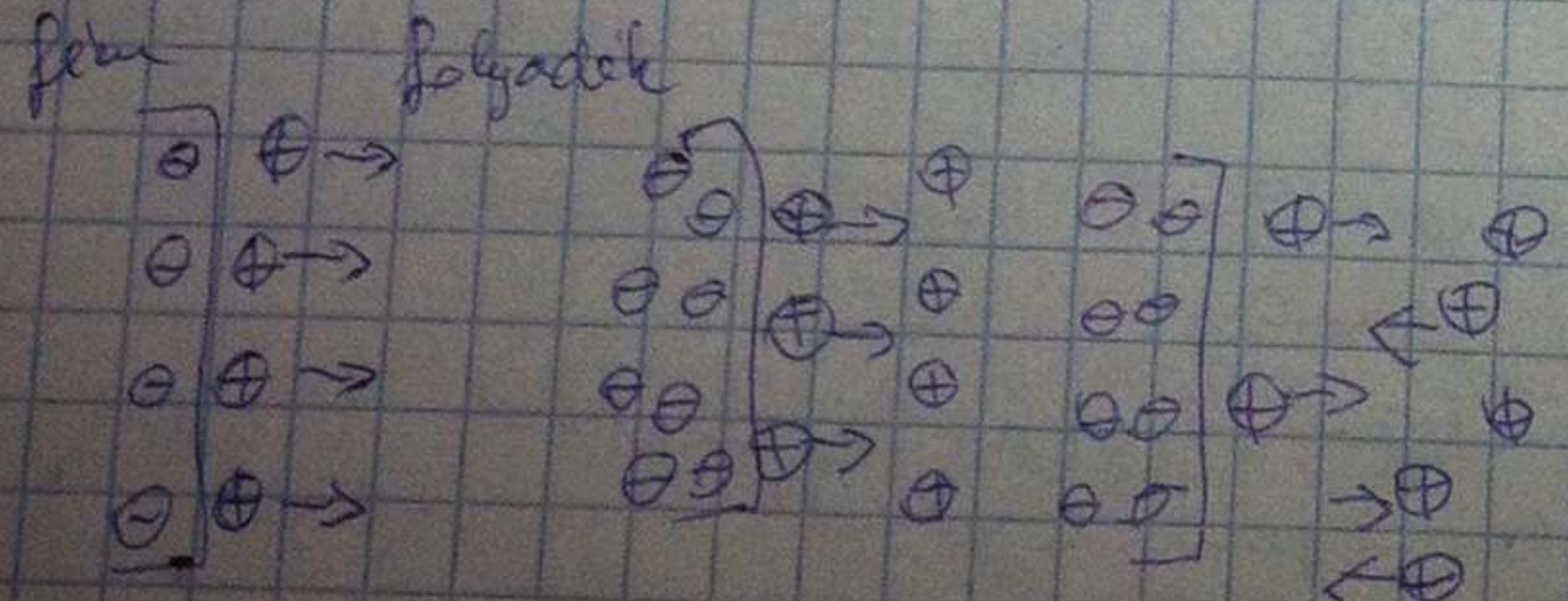
E Felelősség, elektrod potencial fogalma és jellemzői
Elektrod potencial standard H elektrodal nemcsak az
potencial kiértékelés

⊕ fenntartás, nemcsak
felelősség, hanem elvezető mV-os jelleket
→ alkalmas alacsony frekv. bázisú elvezetésre

Elektrod impedancia frekv. függése
cél. kV
300



impedancia nő → jelátvitel
csökken,
jel tisztaság
jellemző meg



Egyenlőség, ha a 2 irányú áramlás =

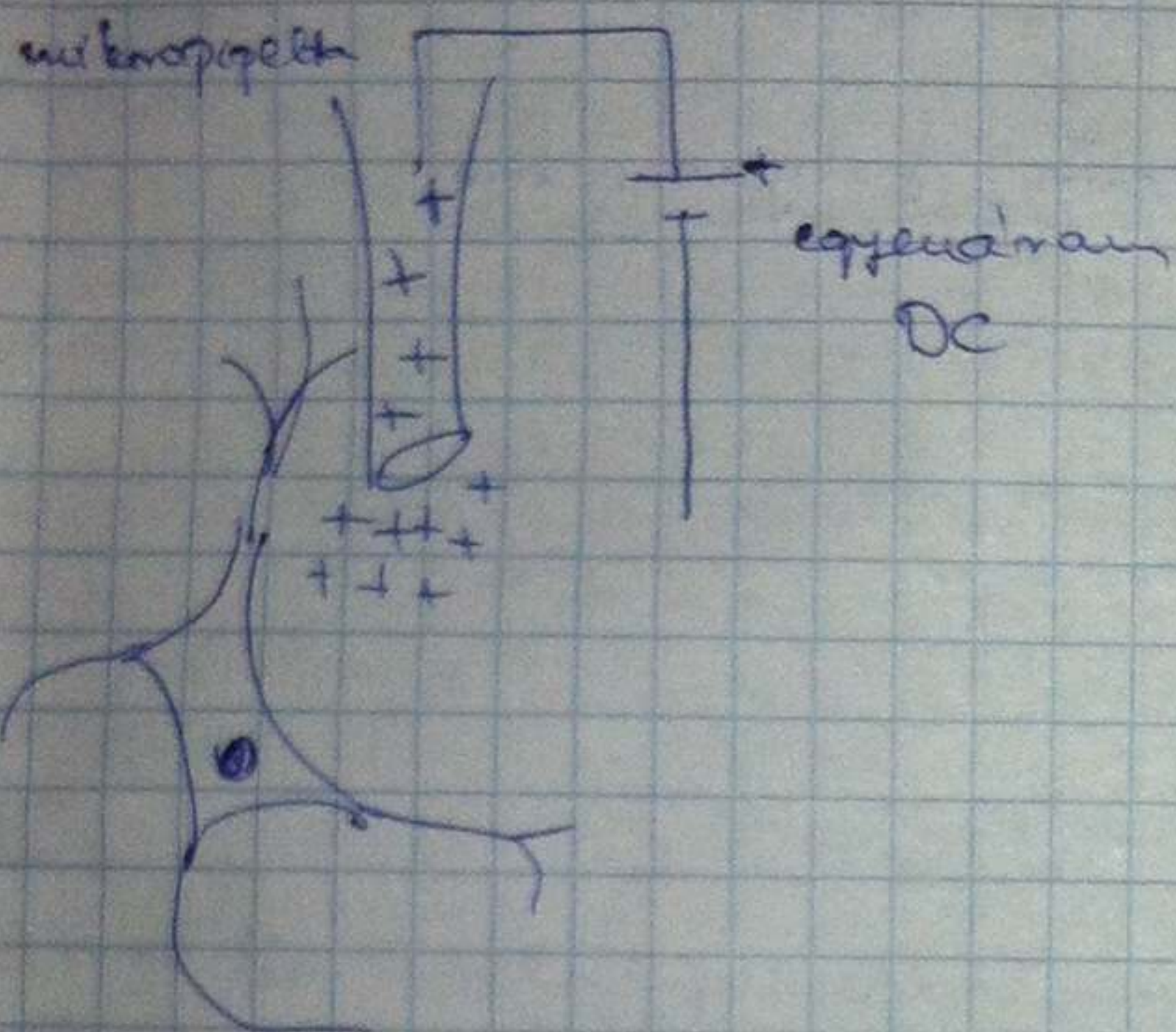
komplex 4 rögzít csak Ag/AgCl
nonszámítások
arál

7. A sejtszűrés befolyásolása iontoforézissel

beszűrés egy üvegkapillárissal amelyben sódoldat van, és nem polarizáló elektrodok között pozitív feszültséget kapcsolunk a sódoldatra, a kapillárissal pozitív ionok nagyfokú elmozdulása figyelhető meg.

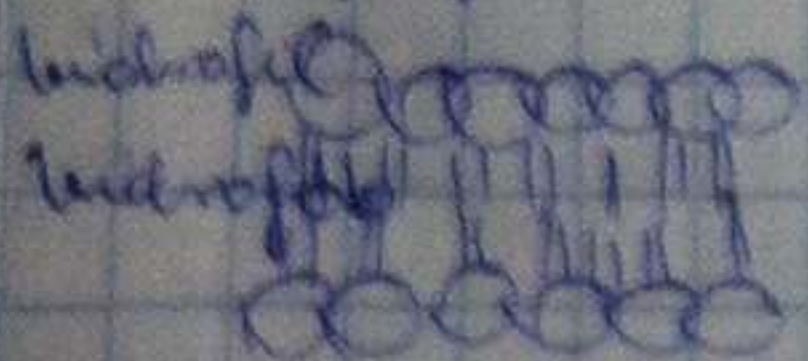
- egyenáram hatására azonos töltésű ionok elmozdulnak az üvegkapillárison → ionokat tudunk bejuttatni szűrés nélküli szűrésbe
- 5-8 kapilláris egybeépítésével különböző ionokat lehet iontoforézissel adott helyre → ionok hatását elemezni
- multifarell elektrodok

sejtszűrés is el lehet vértetni ionot vezetni oda



8. A membránpotencial létrejöttéért felelős folyamatok

nyugalmi membránpotencial: ionkoncentrációkülönbség a membrán 2 oldalán



foszfolipid
kettős réteg

- jó elektromos szigetelő
- ionokat, nagy vízoldékonyságú molekulákat nem enged át
- víz, kicsi vízoldékonyságú költés nélkül átengedi
- vízoldékonyságú molekulák a membránban oldódhatnak

membrán felhajtás = ioncsatornák

realistább sejtmodell: ionvezető membrán

ionkoncentrációkülönbség

csatornaion áram + ion (Na^+ , K^+)

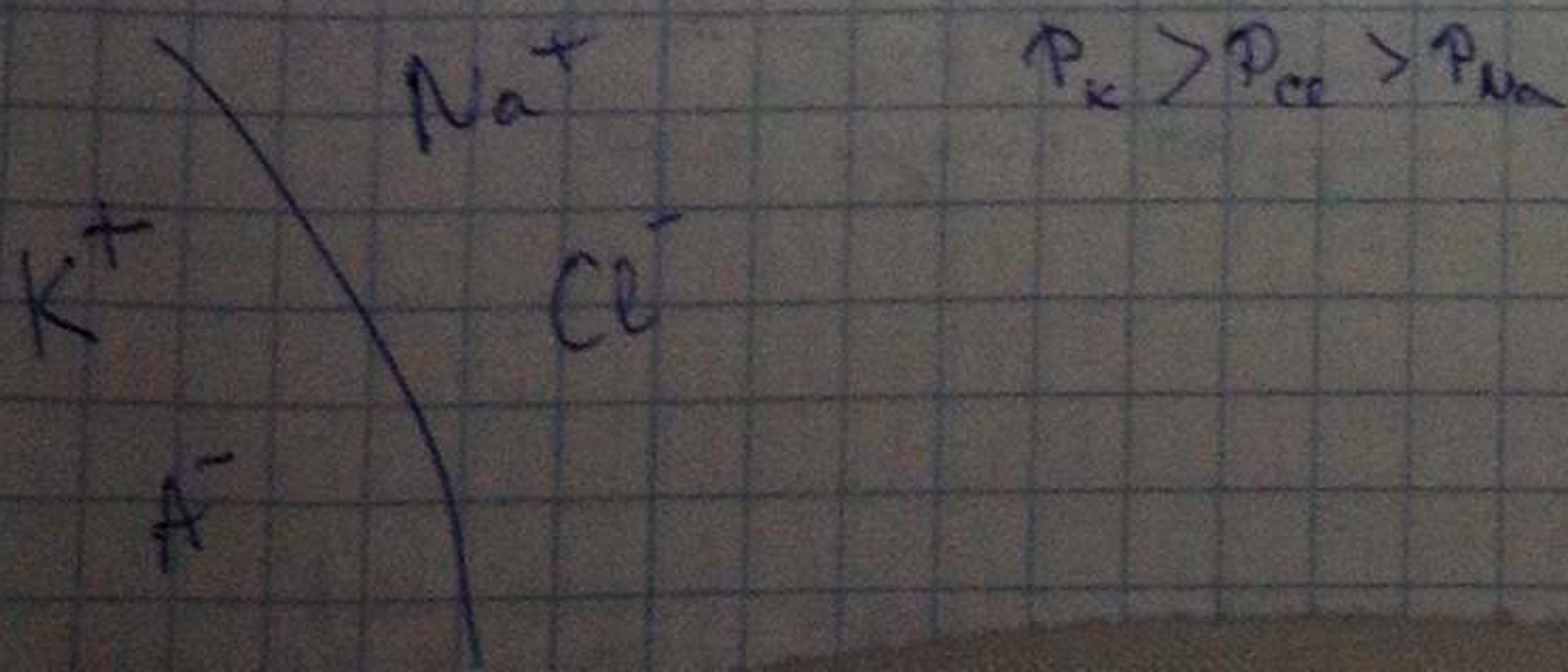
csatornaion áram - ion (Cl^-)

csatornaion áram - ion (A^- , intracell)

ioncsatornák permeabilitása különböző erősségű

iongradienst aktiv pumpa tartja fent (Na^+/K^+)

csatornák szivattyúznak (nem egyensúlyban)



Diffúziós és elektromos erők kölcsönhatása szabja meg a membránon
 lehetséges feszültséget

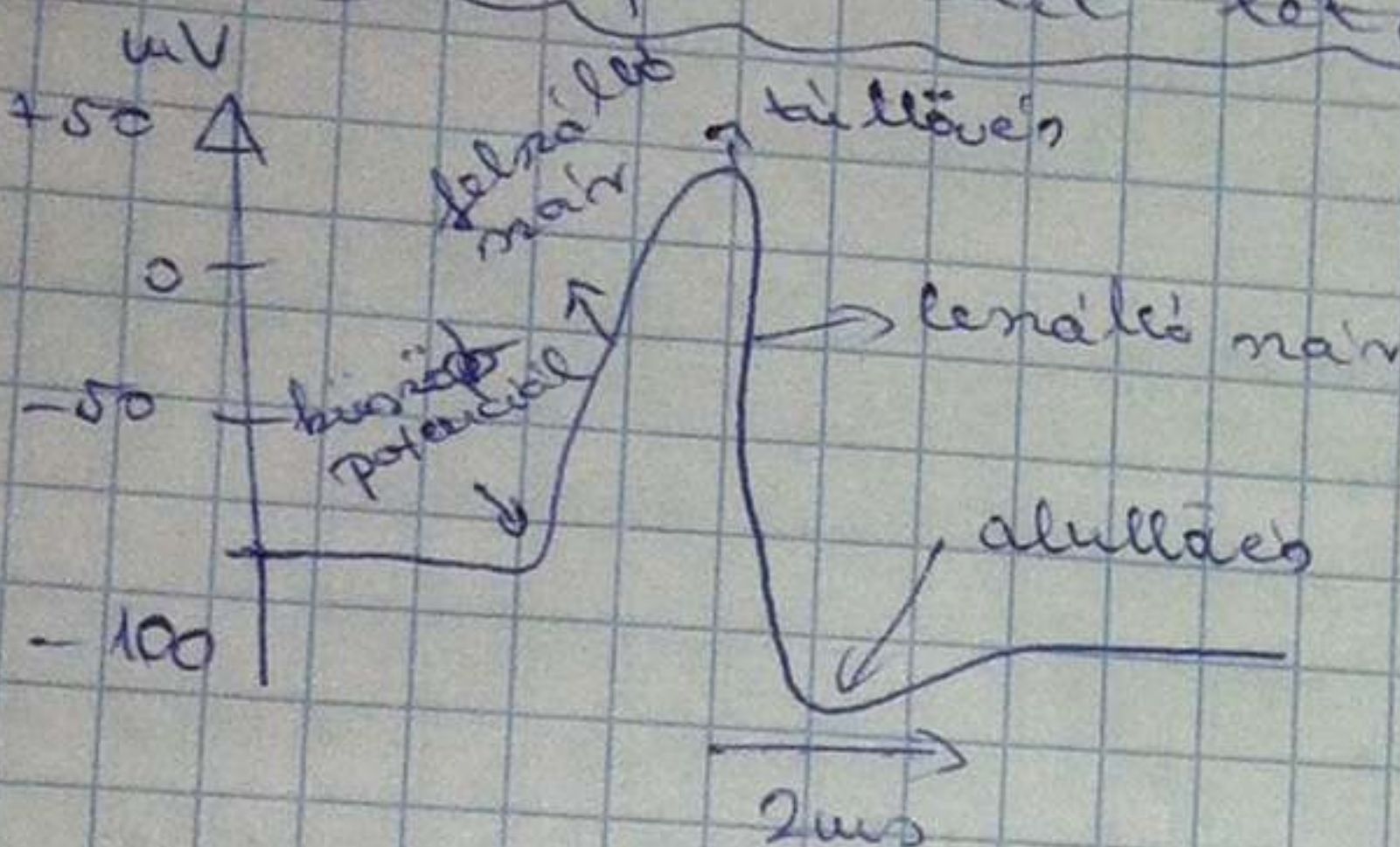
Nemst equilibrium

V_r feszültség a koncentrációk hányadosának logaritmusával egyenesen arányos
 koncentrációk $\neq$ folyik át

V_r -t az ionkoncentráció különbségei és az ionok permeabilitásai
 határozzák meg
 equilibrium $\neq$ teljesül, ionok dinamikus egyensúlyban vannak,
 exotonák szinorgonák $\rightarrow$ ezt Na K pumpa kompenzálja
 depol: $V_m > V_r$ hiperpol: $V_r > V_m$

koncentrációk $\neq$ növekedése az adott ion equilibrium potenciálja felé
 Tolja el a V_m -t

9. Akciós potenciál létrejöttét felidő folyamatok



nyugalmi fázis: Na^+ K^+ csatornák zárva, membrán nyugalmi áll. benn
 $V_m = V_r$

depolarizációs fázis: V_m meghaladja az Na^+ csatorna nyitási küszöbét
 $\rightarrow Na$ nyit, Na beáramlás $\rightarrow$ depol.
 $\rightarrow K^+$ zárva

repolarizációs fázis: Na^+ bezár
 K^+ nyit K áramlik ki

utáhyperpolarizációs fázis: Na inaktív, nyugalmi áll. hoz közelít
 K nyitva marad, beáramlás
 $\rightarrow$ hiperpol.

Refrakter periódus: sejt a szokásos ingerléssel ingerelhető $\neq$ hozható,
 $\neq$ keletkezik AP

Abszolút: semmikorra inger nem hozza ingerelhető a sejtet
 Relatív: csak erős inger kell AP-t

$\rightarrow$ depol fázisban $\neq$ tud több Na nyitni
 repol fázisban Na^+ inaktív, feszültség megnövekedése idő kell, míg
 cond. újra nyugalmi áll.
 Na^+ nem egyenre tér vissza az inaktív állapotból $\rightarrow$ kevesebb
 nyugalmi állapotban lévőhez több nagyobb inger kell

AP: minden nagy sejtben
 $\neq$ szinaptotikus
 vezetési sebesség változik
 AP - 100 m/s vezetési sebesség
 axonokon és axonon változik ki, mert feszültség vezérelt
 csatornák $\neq$ vannak

10. Sinaptikus potenciálok típusai, mérésekre alkalmasított módszerek

7. típusú neuronok

postsinaptikus potenciál akkor keletkezik, a postsinaptikus membránra, miután a neurotranszmitter a receptorra diffundál, és ennek hatására a ligand függő csatorna kinyírt

típusai: Excitációs PSP (EPSP)

Inhibíciós PSP (IPSP)

V_m depolarizálódik

AP valószínűsége nő

V_m hiperpolarizálódik

AP valószínűsége csökken

neurotranszmitter

depolarizál

hiperpolarizál

Na, K csatornákat nyit
Na beáramlás
pl: glutamát, acetilkolin

Cl csatornákat nyit
GABA

postsinaptikus
receptorai

AMPA, kainát

GABA_A, GABA_B

technikák

intracell. elektróda

extracell. elektróda

V_m pre, V_m post

V_m pre, V_m post

Sinapsis ált. a dendriten vagy a szomsz. van, $\neq$ $\neq$ jensegi

→ $\neq$ indokált AP-t

→ ha a katóda az iniciációs zónában

AP kiváltásakor add. több EPSP kell

IPSP-ak nem summálódnak a térben, időben az intracell. depolarizáció (EPSP) árammal

- PSP elektrokémikusan terjednek (analog, gyors, ventroság)
- térben, időben summálódnak
- summált EPSP-ek IPSP-ek axondombon kialakított potenciálja katódhoz meg az AP kiváltását

11. Intracelluláris elvezetési módszerek

causationa és membránpotenciál mérése

AP mérése, sinaptikus és membránpotenciál mérése
sejten belüli katód mérünk, egy (vagy néhány) neuron aktivitását
akár 1 db causationa mérése, mérése körben belüli anyagcsere

elektród: mikropipetta

- ⊕ ⊖ : technikai lag bonyolultabb
- vagy a jel amplitúdója (1-100 mV)
- hisz elektromos saját erősítő kellene
- keves csatorna (1-4) lehet elvezetni
- szabadon ugró állatokban $\neq$ használható
- sejten belüli folyamatokat közvetlenül mérni

Sharp - microelectrode

mikropipetta nagyon keszes
 $1\mu m$ -nél jóval kisebb
 nagy elektróda ellenállás, mivel
 vékony
 elektróda külső nyakára közel be
 → működés, mert a membrán nem
 tapad az elektródára
 kicsi nyugalmi ellenállás
 nagy működési áram az elektróda
 mellett

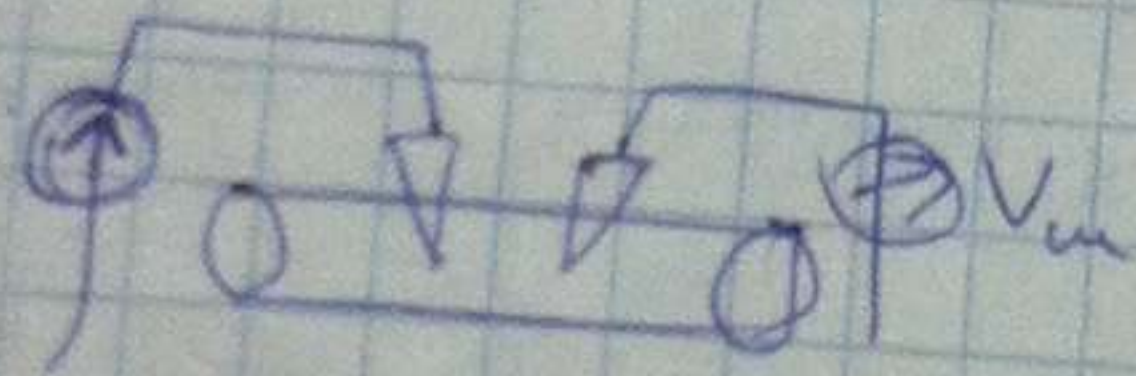
elő preparátumban használható
 melyekben lévő sejteket el lehet
 érné
 "vak elvezetések" → egyes kiválasztott
 sejtek nem elérhetőek

membrán potenciál mérés
 konstans áram injektio = current
 clamp
 egyes ioncsatorna mérésre jók,
 mert kb. működő áram is ugyan-
 akkora

az áramot és feszültséget tudunk mérni, és áramot
 tudunk injektálni

HERESI TECHNIKÁK

current clamp



- injektált áramot adott értékben tartjuk

- V_m membránfeszültséget mérjük

⊕ mérhetjük a membrán kapacitást
 ellenállást

|| az AP küszöböt

ingerekkel / gátolhatjuk a sejteket

- egy elektróddal mérünk

Voltage clamp: membrán feszültséget adott értékben tartjuk
 • injektált áramot mérjük, ami az adott V_m
 fenntartásához szükséges

⊕ membránon átfolyó áramot mérhetjük
 ioncsatorna feszültség függése megállapítható 63%-át

membrán időállandó $RC = \tau$ azt mutatja meg, h. a ∞ -ben lévő
 potenciál mikor éri el a rendszerének

Patch-clamp

mikropipetta keskeny keszes
 kisebb elektróda ellenállás

sejtet rögzítjük az elektródára
 → kicsi működési áram,
 nagy nyugalmi ellenállás

előben ∇ haszn.
 nagy mélységben nem lehet
 mérni
 egyes sejtek, sejt régiók célzottan
 elérhetőek

membrán potenciál, membrán áram
 mérés
 konstans áram injektio = current clamp
 konstans membrán feszültség =
 voltage clamp
 csatorna áramok, egyes ioncsatorna
 mérésére alkalmas

12. Extracelluláris mikroelektroddal elvezeték, sejtaranítás

- sejtet kívüli térből mérjük
- sok neuron aktivitásának mérésére (populáció)
- mezőpotenciálok (számszámított szinaptikus aktivitás)
- sok sejt akciós potenciáljainak mérése (MUA)
- egyes sejtek AP mérése is lehetséges (single unit)

elektroddák

mikropipetta

beegyezett felhírral

15 μ m

testből, multielektrodd

szilícium alapú multielektrodd - ebben is felmelektrodd van

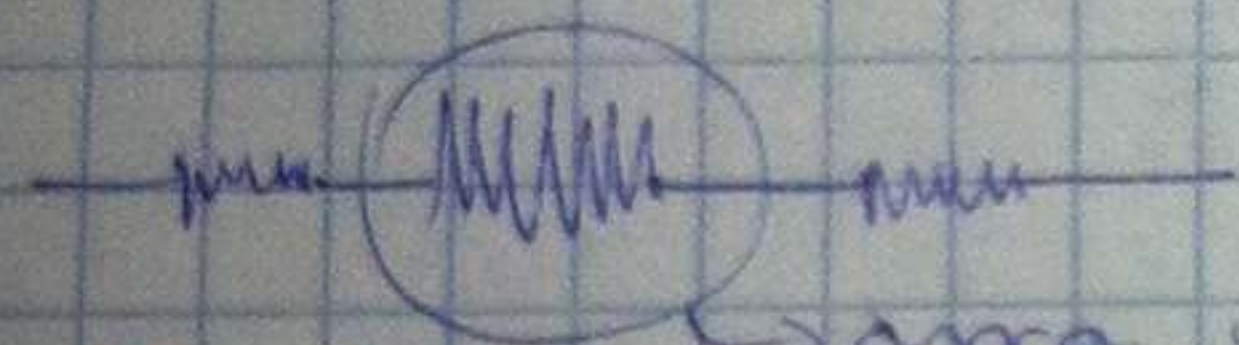


technikailag egyszerűbb
de nagyon kicsi a jel amplitúdója (10-500 μ V)
hisz elektronikus zajt erősítőre kellene
sok csatornára (10-20) lehet elvezetni
szabadon mozgó állatokban is használható
sejten belüli folyamatokat közvetlenül mérni

detektálási nehézségek:

- sok a sejt
- kicsi a jel - mivel az extracell tér jó vezető, az áramok gyorsan szétfolynak

Sejtaranítás / sejtaranítás



arra való, h. pl. ezt a jelet helyi sejt stimulálja

- extracell AP alakja függ az elektroddától és a sejt egymáshoz viszonyított térbeli helyzetétől
- sejtek kül. távra az elektroddától $\rightarrow$ extracell AP jellemző paramétereit fel lehet használni az egyes sejtek megkülönböztetésére

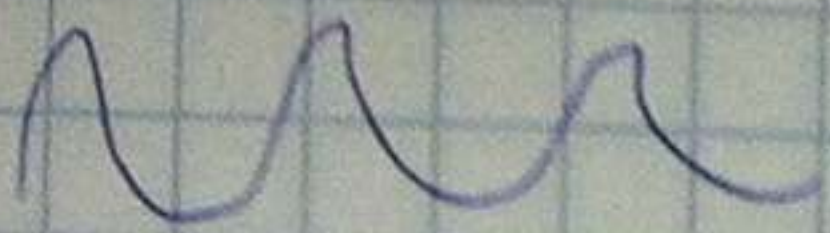
- lépései:
1. AP szűrés
 2. külső detekció
 3. események tárolása
 4. szűrés szűrt rendszere
 5. spike alak paraméterezése
 6. paraméterek szűrt megjelölés (2-4 dim.)
 7. clustering
 8. ellenőrzés (refrakter periódus vizsgálata)
- (2 sejt esetén)

- extracellulárisan detektálható AP-k amplitúdója kicsi
 $\rightarrow$ AP kinyerésére szűrés

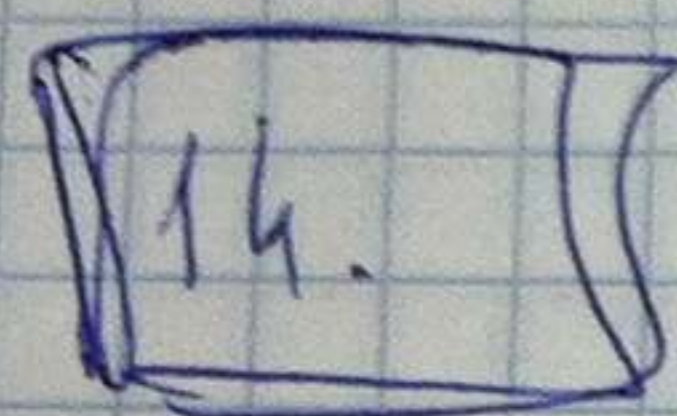
13. A biológiai erősítők jellemző tulajdonságai

differentiál erősítő jelentősége a zajok elnyomásában

2 bemenet, 2 elektródról érkező jel különbségét képezzük $\rightarrow$
feldolgozó elektród mindig van } azonos fázisba érkező jelek kioltóak
együtt, és az aktív elektródon

 50 Hz zaj a legjellemzőbb } megfelelő biológiai jel
kísérleti zaj azonos fázisban jelentkezik. } változatlanul (erősítő)
H elektródonal } fog megjelenni.

biológiai erősítők drágák,
mert az első fázist 2 erősítő-
jelek azonos tulajdonságúak
kell lenni, hogy ne maradjon zaj



14. Stereotaxiás működés (állatok)

mélyagyi struktúrába adott helyre elektród bejuttatása
felhúzott állatok agyának ucsóba azonos adott fázisban
a cellákban

$\rightarrow$ állat fejét mögöttük V, felemeljük a külső hallójáratba,

fel szúrjuk előre hátulra fel le - koordináták
3. koordináta a középvonal

$\rightarrow$ agy bármelyik struktúrájának helyét meg lehet
állapítani $\rightarrow$ feldolgozás $\rightarrow$ atlasz

ben van megadva a táv

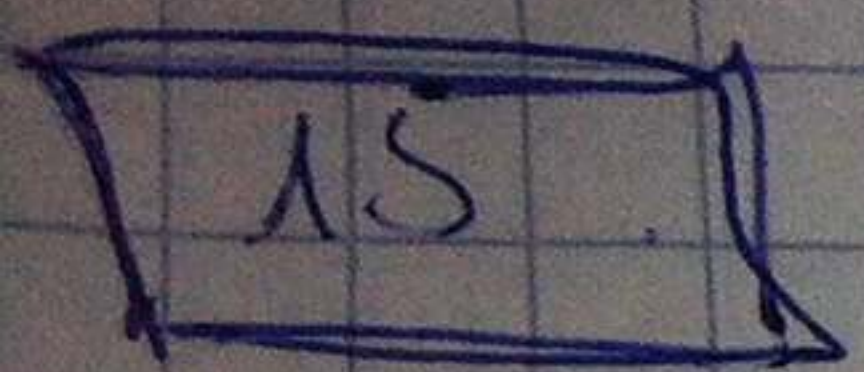
elektród tartó is rá van merelve a cellára

$\rightarrow$ fogászati ragasztóval ragasztják rá az elektródot

és az állatot lehet vizsgálni

ben van megadva a felvétel
elektrodd tartás is rá van merelve a felvételre

↳ fogászati rágarként rágarként rá az elektrodát
elér állapot lehet vizsgálani



EEG elvezetés technikája

- klinikai vizsgálati módszer
- egyi elektromos jelek vizsgálata - monomark vagy iurak módszer az agyunkban tanulmányozására
- EEG jelekből nem tudunk következtetni arra, hogy mi történik konkrétan az elektrod alatt elhelyezkedő agyrészben
- elektrodok a fejbőrön - agyrésztől több réteg van a felületen az elektrodok között
↳ elektromos befolyásolja a jelet

Hans Berger - először vezetett el spontán EEG-t
frekvencia tartományok elvezetésére

EEG típusú jelek 2 csoportja - spontán EEG (ezt vizsgálják) } kevesebb jelesnek
- eseményhez kötött potenciál }
↳ ingerhez időben kötött

amplitúdó tartomány: 10-500 μV

EEG variábilisabb, mint EKG

↳ előző lehet → vagy a normál működés

frekvencia tartományok: delta: $< 4 \text{ Hz}$
theta: $4 - 8 \text{ Hz}$
alfa: $8 - 13 \text{ Hz}$
beta: $13 \text{ Hz} - 25 \text{ Hz}$
gamma: $> 25 - 30 \text{ Hz}$

EEG gyermekeknél lassabb, alvásban is szabályos oszcilláció jellemző $\rightarrow$ EEG tevékenység szinkronizálódik
 $\nrightarrow$ szabályos, szaporabb $\rightarrow$ EEG desinkronizálódik

- ma már ϕ papírnegisztráció helyett (papír nélküli):

elektroda, csatlakozó, előerősítő, analóg erősítő, A/D converter, számítógép
erősítő / alacsony és magas frekvenciás szűrők

ϕ csatornát azonos mértékben szabályoz
- egyik és másik feltekeről azonos mértékben vezetünk el - aszimmetria köros

szűrők: alacsony vagy magas frekvencia vágásra
elektroda elhelyezés: nemzetközi 10-20-as rendszer
 $10\% - 20\% - 20\% - 20\% - 20\% - 10\%$

távolságot osztjuk fel
baloldali elektrodák: páratlan számok
jobb oldali — II — : páros — II —

- Ag/AgCl nem polarizáló elektrodát használunk ma már
- elektrodapanta - kapcsolat a fgbőrrrel
- elektrodaszalag vagy Geodesic Sensor Net

EEG elvezetés típusok:

1. monopoláris elvezetés
2. bipoláris elvezetés
3. közös átlag indifferent elvezetés
- minden elektrodát össze van kötve vagy ellumellában kerentül
4. közös átlag indifferent elvezetés

16. EEG elvezetése mellett jelentkező zavarok (= artefaktok)

Fiziológiai

- szemműködés
- EKG zavarok (mert 3 nagyágrenddel nagyobb az amplitúdója)
- EMG zavarok (nagyobb frekvenciájú, nagyobb amplitúdójú)
- fiziológiai mozgások
 - mélyedés
- izadás
- nyelvműködés

Techn. fiziológiai

- erősítő, exkós artefaktjai
- környezeti artefakt (pl. kábelkari műközések)
- elektrod artefaktok (mozgás, húzóerő)
- digitális artefakt
- többszörös földelés okozta földhurok

koron működési zajelnyomás. paraméter (2.8 erősítő)

- azonos fázisú zajt mennyivel kevesbé erősíti, mint az 2 elektrod közötti potenciált (azonos jelet)

17. Az EEG jellemző ösmetevői

EEG tevékenység aktív, ciber egyenlő: alacsony amplitúdójú, szabálytalan, gyors tevékenység

nyugodt, alacsony egyenlő megfelel az X tevékenység

aktív: 1. stádiumban X-hoz képest felgyorsul, megjelennek theta hullámok, ~~theta hullámok~~

2. stádiumban vált átmenetileg: alacsony orsó (10-14 Hz) K. komplexum, theta hullámok

3. stádium - delta és theta nagy amplitúdóval

4. - - - - - delta, lassú oszillációk (< 1 Hz)

magd RPH aktív: EEG denizkronizálódik nagyívok tömege megjelenik gyors szemműködés

jellemző EEG mutatók = GRAFOELEMEK

1. szabályos, ritmikus jelt: pl. szemes X tevékenység
2. orsó hullám: is az amplitúdója, magd esökken pl. X-orsó alacsony orsó
3. artikus tevek: ha nem szemes fel ritmussal
4. komplexumok: ha grafocentrum idővel időse ismétlődik
5. meredek hullám - időtartama nőles
6. kishe hullám
7. kishe
8. polyspike - kishe sorozat jelenik meg
9. polyspike and wave

EEG tevékenység egyenlőként változik

18.

Kp: (buddottat potendial)

Ornithoglossa.

$\in K$ komponenseinek osztályozása:

Kiváló hatás jellege szerint:

komponensek

- Polanta's elvezeték P vagy N
- utána vagy somewhere keresztül el, vagy latenciaját

(kellendők)

adatok meg $N'1 = N \times 100$

amely nagyobb az sugar, annál nagyobb a bonyolultság

endogen komponens. Egyen ingetben való korrelációk katarzisa
meg, hogy meg lehet-e csinálni a latenciát
közeli latenciájú komponensek generált horgozó
200ms után folyamatosan van
öröklődés

lassú komponenseket analog szűrővel károsítjuk
 0,5 μ V agytörési kiváltott pot. - 10 μ V káttér EEG
 1/20-nál 2/1-re csökkenti 1600 atlagolats

20. EEG - EKP számítógépes analízisének főbb eredményei

1951. Greg Walter - EEG mapping, EEG Fourier analízis

Spectrogram: frekv.
 min. amplitúdó
 idő

Kiváltott potenciál analízis: műtét monitorozás. BAEP, SEP

Brain Electrical Activity Mapping - 80-as évek vége

BEAM - agy: elektromos potenciálokból min. topográfikus térképet készírt

Quantitatív EEG

MRI



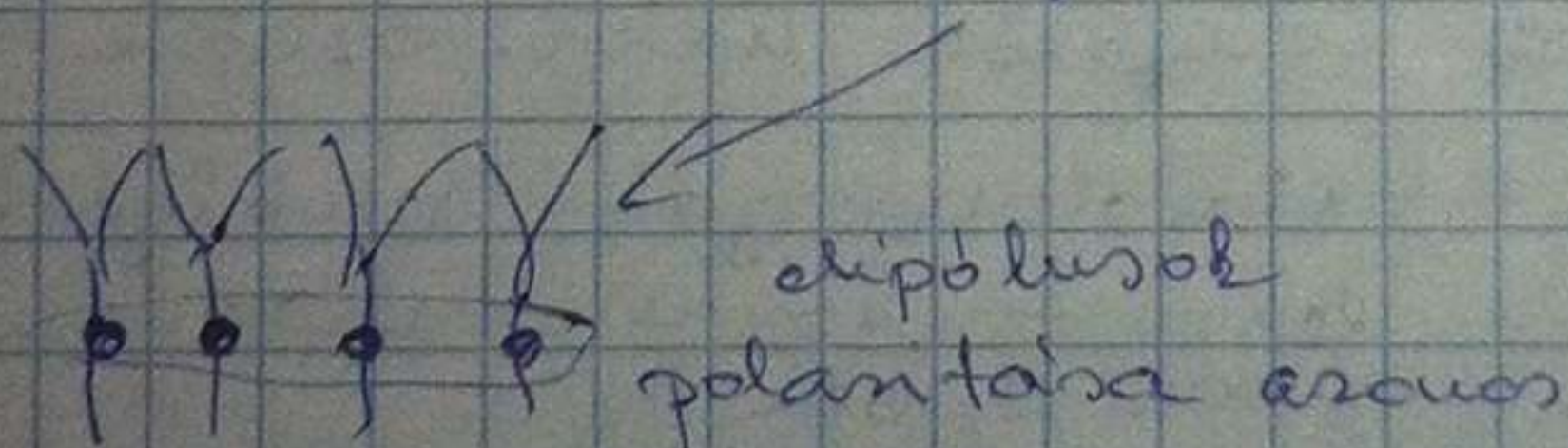
21. EEG generis, bioelektromos mérések típusai

agy: bioelektromos jelek. EEG, ECoG, sejték elektromos tevékenysége
 akciós potenciálokból hogy lesz EEG? - EEG melyik sejtes költető?

Membránáramok által keltett mérések:

dipólus potenciálmérő által, arra valóban egy
 mágneses mérésként alakul ki $\rightarrow$ EEG ezt a 2t veri fel
 sok sejt $\rightarrow$ mérések összeadódhatnak, összegeik abból függ, hogy
 a sejtek hogy helyezkednek el az agyban

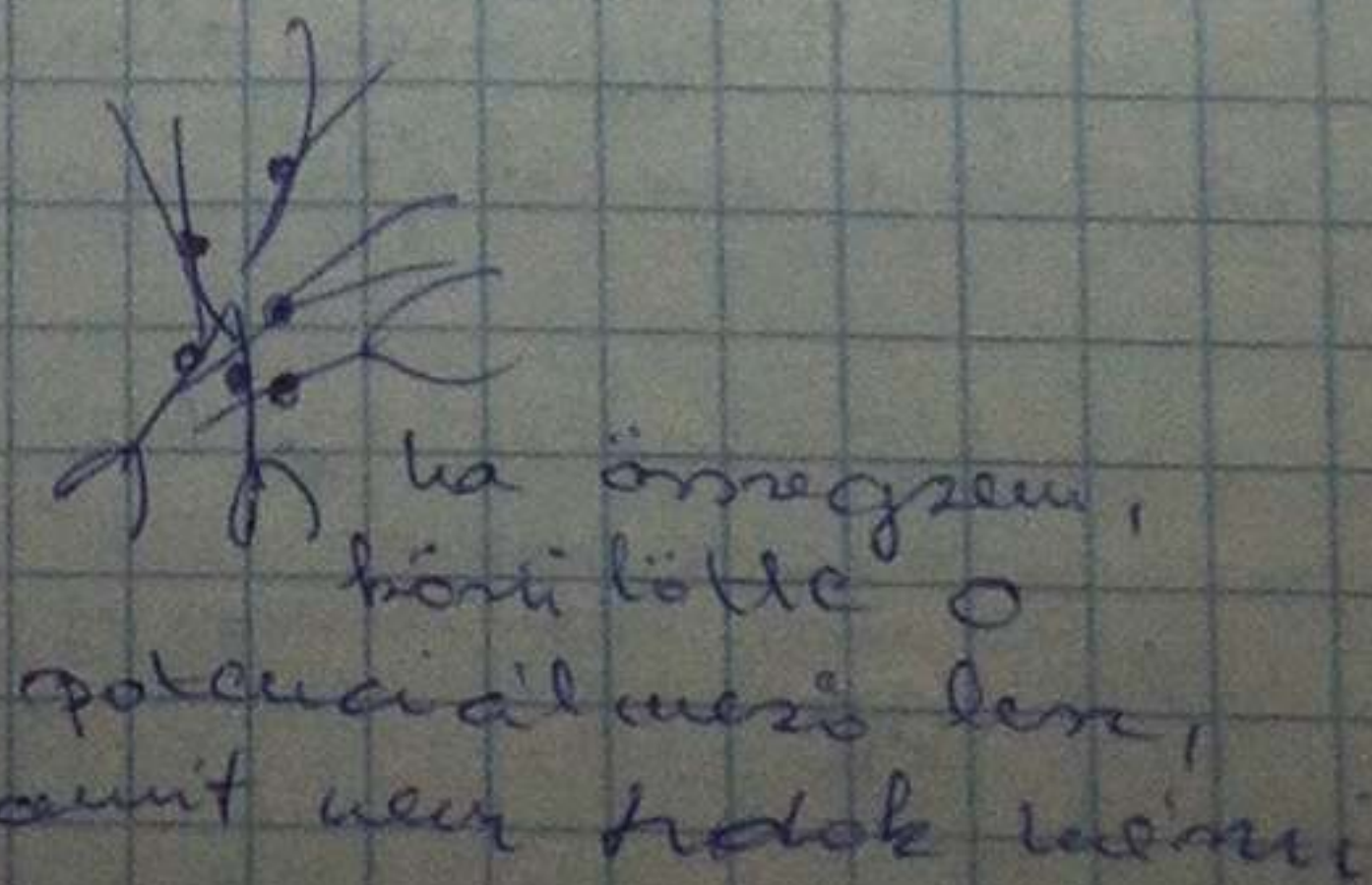
$\rightarrow$ nyílt, zárt, nyílt-zárt



NAK ERT LEHET MÉRNI,
 de eljének mérések



nyílt nem mérjük
 ebből van a legfőbb



EEG az agykéregben létrejövő elektromos hullámok összegét méri
 $\rightarrow$ ezeket főleg piramissejtek hozzák létre, multipolus poten-
 ciálok által

alt. források méréseket végzik $\rightarrow$ amplitúdó p...

22. EKP forrás analízis jelentősége

célja: agyi lokalizáció

lokalizáció környékére: ekvivalens dipólus modell

↳ sok dipólus alkalmazása

csopontosítás: / radialis \

ferde

— tangenciális

est lehet jól memni

2 félé forrás analízis: diszkrét
megontott

inverz probléma - hogyan erednek a regisztrált potenciál merők?

23. "Steady State" válasz, klinikai alkalmazása

24. Magnetoencefalográfia

- non invazív eljárás, agyban zajló folyamatok vizsgálata
- mágneses hullámok nem csillapítódnak → jobb lokalizációs lehetőségek
- szinte real-time felbontás
- 1968 - David Cohen
- radialis dipólusokat detektáljuk (EEG-nél tangenciális)

áramirány környékeli mágneses tér generálódik a jobb kéb
stabilis szemű a műtör

- mágnesesrégtől elcsúszt térben, saját elektromos zaj a nem
nagy

↳ SQUID - superconducting quantum interference device
szupravezetős mágneses detektor

nem lehet mérni a ment pontból (max 2cm)
a fejtől

radialis dipólusokat van mágneses tér,
est a tekercset detektálom, gradienstérrel juttat-
juk el a SQUID-hoz

modern MEG-ben kb. 300 SQUID

- 273°C környékén működik → nagyon drága a
folyékony He

- EEG-hoz hasonló felbontás, de nagyobb területet vizs-
gálunk

- jobb forráslokalizációs lehetőségek
inverz probléma, forward probléma

térbeli felbontás nem - az

- teljes cortex-ről tudunk infót szerezni
- Ø kell elektrodát felhelyezni
- fMRI-hoz hasonló esetekben használták
- kólas, szomatosenzoros, motoros, epilepsziá

25

Elektromiográfia

- varázslat működésekor keletkező bioelektromos jelek vizsgálata
ideg-izom működés vizsgálata

- diagnózis, rehabilitáció, felmérés
- gyors, reprodukálható, azonnal analizálható

- klinikai

makro

scanning - egy idegkötegen belül
single fiber

600-650 izom legnagyobb: farizom
legkisebb: kengyelesorú mozgató izom

izomköteg - izomrost - myofibrillum - szarkomer

↳ aktív, miozin
digerenit kataláz
összekapcsolódhat

- izom által képes a csonthoz

motoros egység (MU)

1. előzmény motor neuron a gerincvelőben
2. motorneuron axonja (összeköttetés)
3. izmok (beidegzett izmok)

MU

egy motorneuron több izomrosthoz is elér, egy izomrostot
több motorneuron ideges be-
idegese - izom összekapcsolódás (kellene)

- miográfia jel egyenest

Elektromiográfia

felmérés

stimuláció

- izomban jobb válasz

előzmény
motorneuron
axonja

hol kell ingerelni?

motorpont felé a

ahol az ideg és az
izom összekapcsolódik

izom belsejében a miokt elektromos
differentiál

ne legyen szoros a szűrő -> erősítő

2 helyen mérünk - érdekes

1. érdekes

készletállítás, hogy
nagy

elektromos kompenzáció és
elmozdulás

• 20Hz - 10KHz

artefaktok az EEG

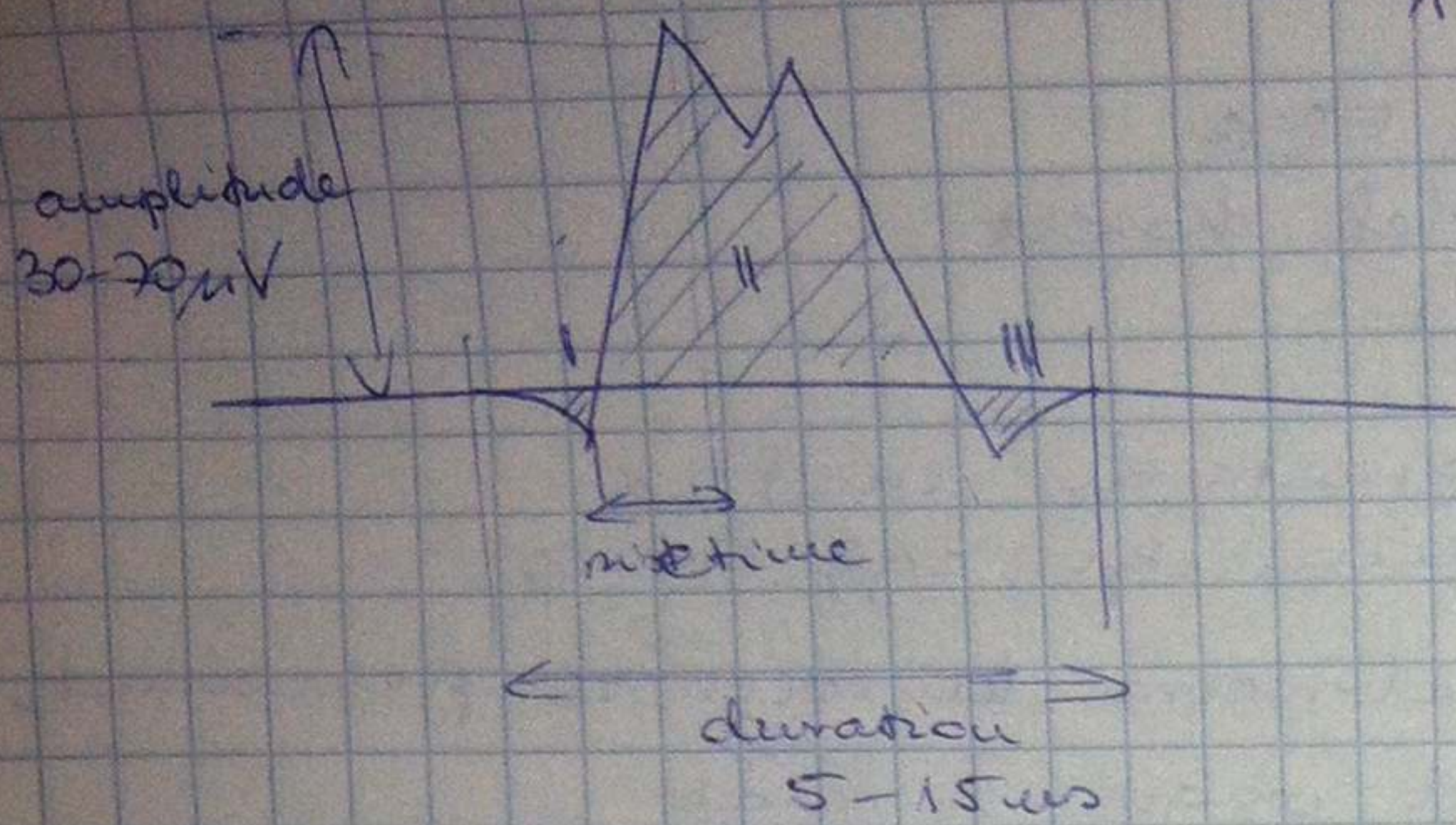
legjobb jel ha bioelektromos az idegrostokkal

- erős nyugodt aktivitás, majd egyre nagyobb feszültségek

MUP - egy motoros neuron beideges ^{vezeték} ~~pl. 1~~ ~~csomópont~~ ^{vezeték} ~~csomópont~~, izomrostok által generált ap. = MUP

1 válasz

- min 4 megfordulás



⇒ bármilyen változás káros

- ellazult izomhall ϕ aktivitás
- enyhe kontrakció → MUP-ok külön láthatóak, erős kontrakció → szűkebb

Betegségek

idegrendszer motor neuronjai

idegrostok megbetegedései

izomrostok sérültek

mozgási paradigmák vizsgálata

26. Neurometria

felelős: Dr. E. Roy John

kvalitatív módszer, adatbázist épít fel - különböző neurológiai betegségeken mérve mennyire különböznek az egészséges adatbázistól képet

precíz, jól reprodukálható beérést ad → jó topografikus agytelek - pek használható lehet

betegségek zavaróportját is el lehet különböztetni
→ időbeli fejlődést is követni lehet

EEG felvételeken alapon - 2 perc - 2 perces, artefakt mentes kell
frekvencia analízissal 60 mp - 1 s elég
frekvencia spektrumot fast FT - vel számol

Paraméterek: 1. Abszolút teljesítmény

bárcat

2. Relatív - " -

3. Agyteleki aszimmetria

4. Koherencia

19 különböző, 10-20-as rendszer

Adatbázis készítés

EEG paraméterek → Gauss eloszlás

eltek normál normalizáció

2 Gauss formáció - 4 paraméter (egészséges emberekkel)
→ várható értékek 0, 1, 0, 1

Egészítes aki:

- ✓ fej sérülések
- ✓ pszichiatritai, neurológiai betegségek
- ✓ alkohol
- ✓ drog
- ✓ korábbi eltehető EEG
- ✓ normális értékek között
- ✓ gyógyszeres kezelés

Eredmények kiértékelése:

neurometriai mátrix
valószínűségi agykép

mind a 19 elektródra különböző frekvenciát.

2 akkor káros, ha 2 fölött vagy 2 alatt

- egészítes emberrel jelleme az agykép

Hire használható?

- optimális gyógyszer és gyógyszeradag megállapítás
- predikciós fel: páciens hogy reagál különböző kezelésre
- nehéz diagnosztikai problémák megoldása

↳ megkülönbözteti az azonos tünetekkel, de különböző
fiziológiai adatokkal rendelkező betegeket