

ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ – ΕΡΓ. ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ

«ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ»

ΒΙΟΗΛΕΚΤΡΙΣΜΟΣ – Διαφάνειες

Γ. Χ. ΣΑΚΕΛΛΑΡΟΠΟΥΛΟΣ

Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής – Ιατρικής Πληροφορικής

ΒΙΟΗΛΕΚΤΡΙΣΜΟΣ

ΗΛΕΚΤΡΟΧΗΜΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ
ΗΜΙΔΙΑΒΑΤΩΝ ΜΕΜΒΡΑΝΩΝ

ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ

ΗΛΕΚΤΡΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ ΚΥΤΤΑΡΩΝ
(ΝΕΥΡΙΚΩΝ-ΜΥΙΚΩΝ)

ΔΙΑΔΟΣΗ

ΗΛΕΚΤΡΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ ΟΡΓΑΝΩΝ
(ΚΑΡΔΙΑ-ΕΓΚΕΦΑΛΟΣ-ΜΥΕΣ)

ΜΕΤΡΗΣΙΜΗ
ΠΟΣΟΤΗΤΑ

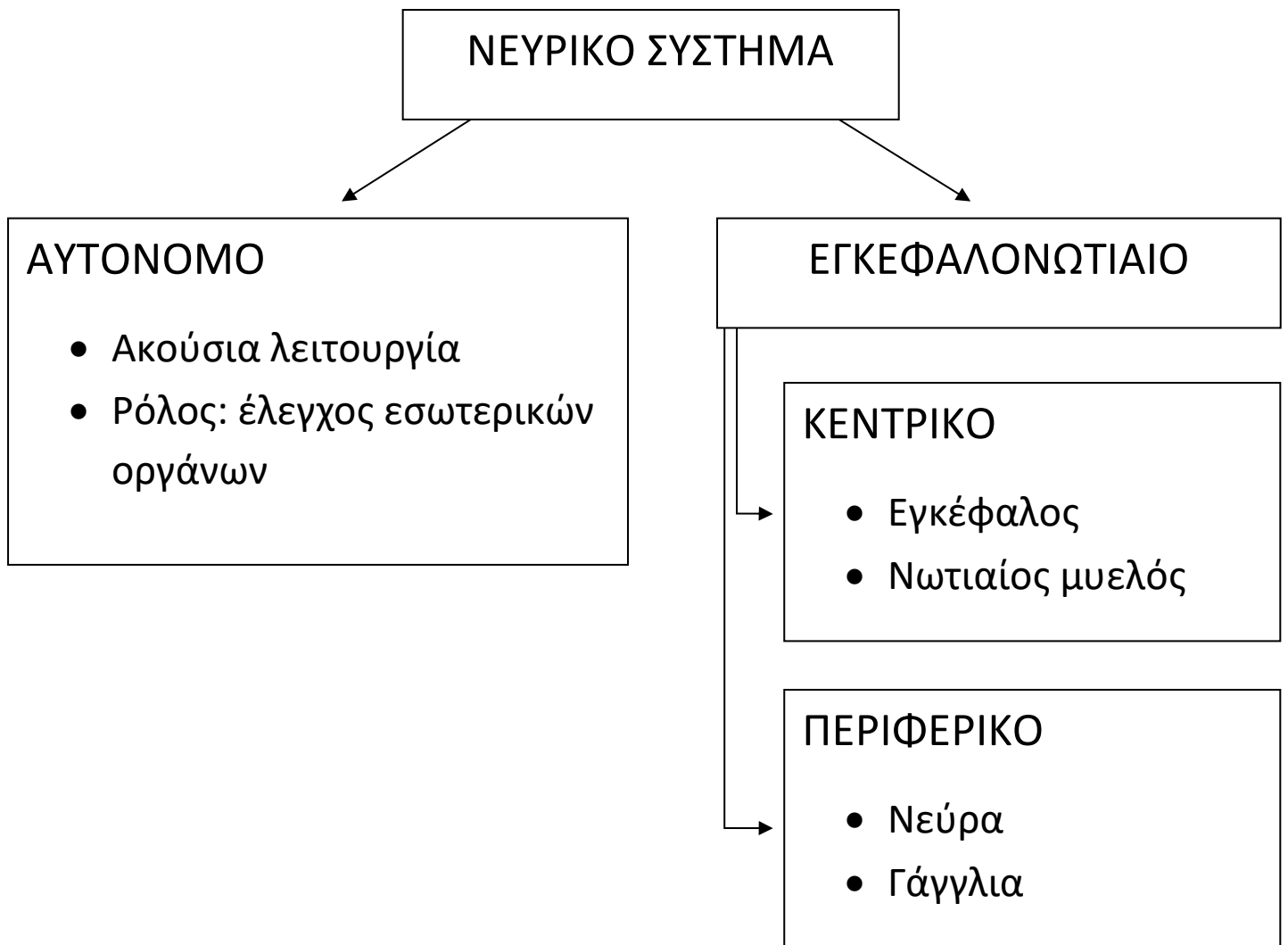
ΗΛΕΚΤΡΙΚΑ & ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΑ ΟΡΓΑΝΑ
(ΗΚΓ, ΗΕΓ, ΜΥΟΓΡΑΦΙΑ)

ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ

ΠΡΟΚΛΗΤΑ ΔΥΝΑΜΙΚΑ

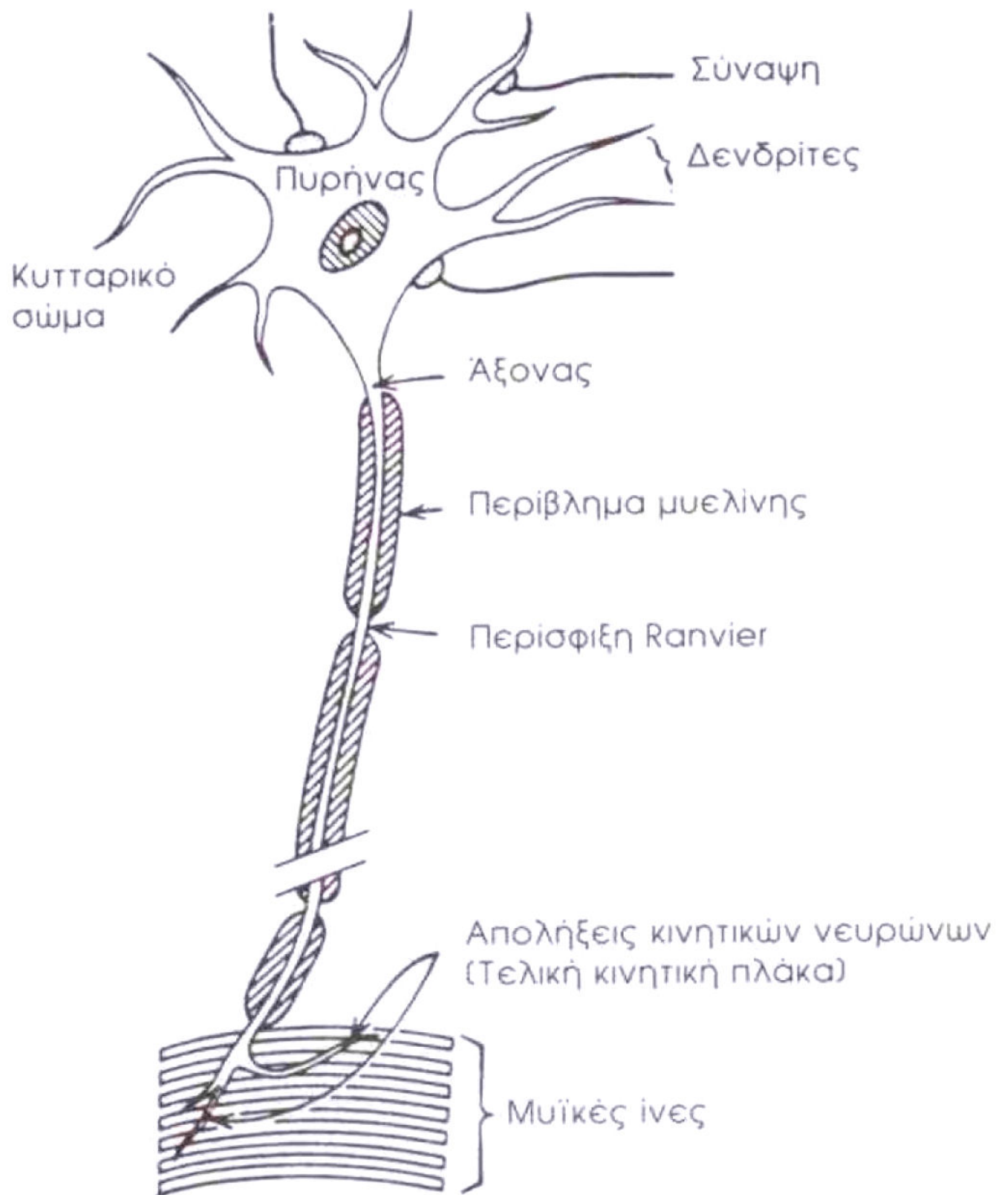
- ΟΠΤΙΚΑ
- ΑΚΟΥΣΤΙΚΑ
- ΣΩΜΑΤΟΑΙΣΘΗΤΙΚΑ

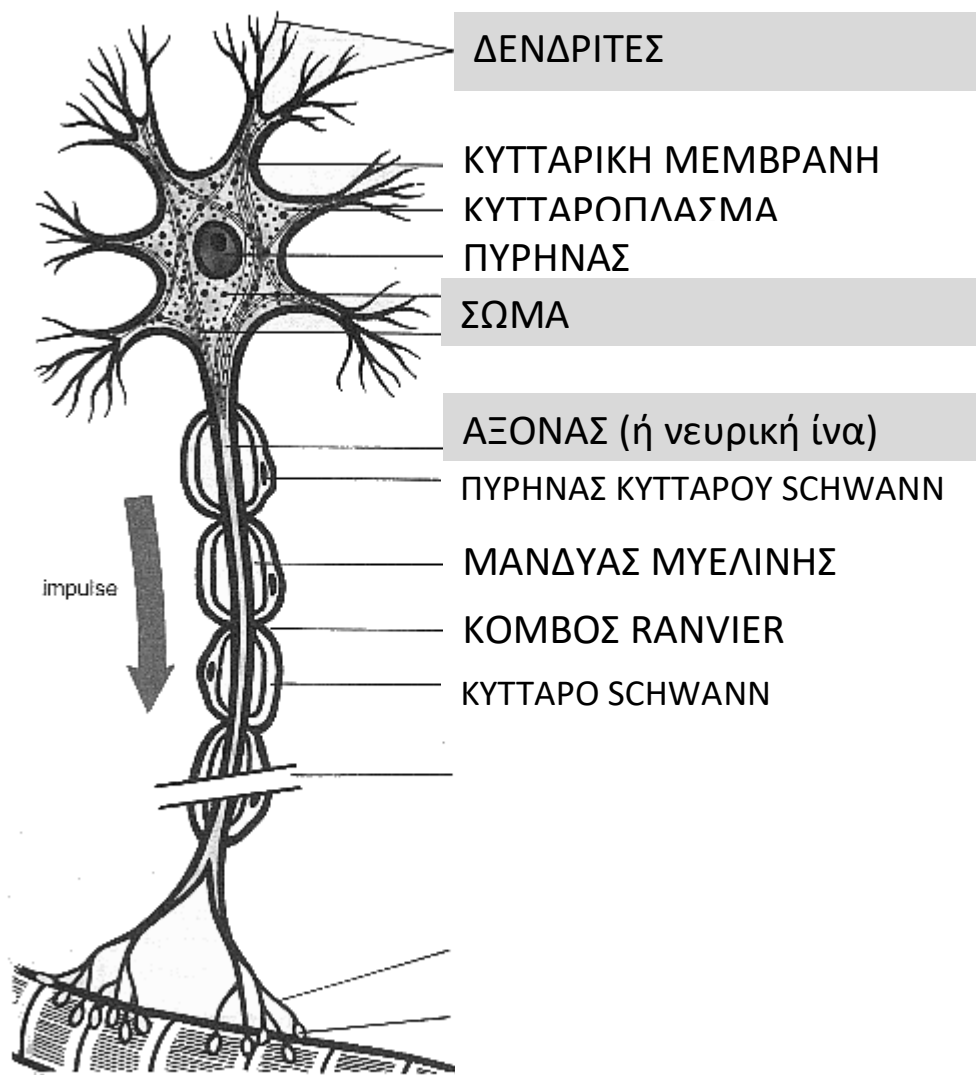




ΝΕΥΡΩΝΑΣ

- Νευρικό κύτταρο – Ιδιαίτερο σχήμα
- Βασική δομική μονάδα νευρικού συστήματος
- Ειδίκευση στη λήψη, ερμηνεία & μεταβίβαση ηλεκτρικών σημάτων





ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ

Δενδρίτες:

- Ειδικεύονται στη λήψη πληροφοριών από ερεθίσματα ή από άλλους νευρώνες μέσω των συνάψεων

Άξονας:

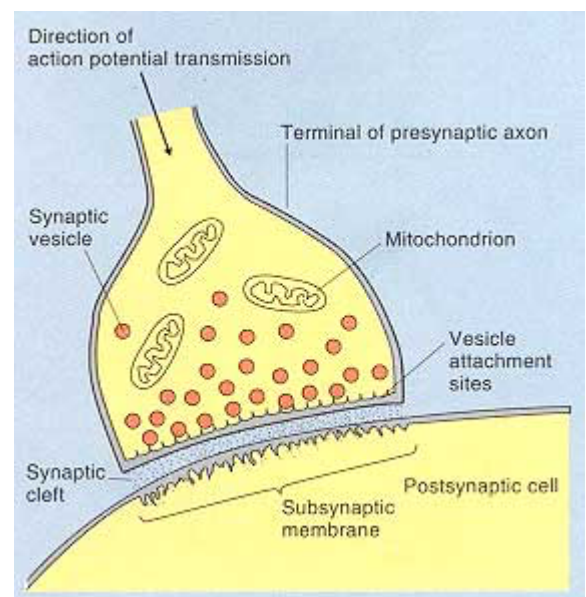
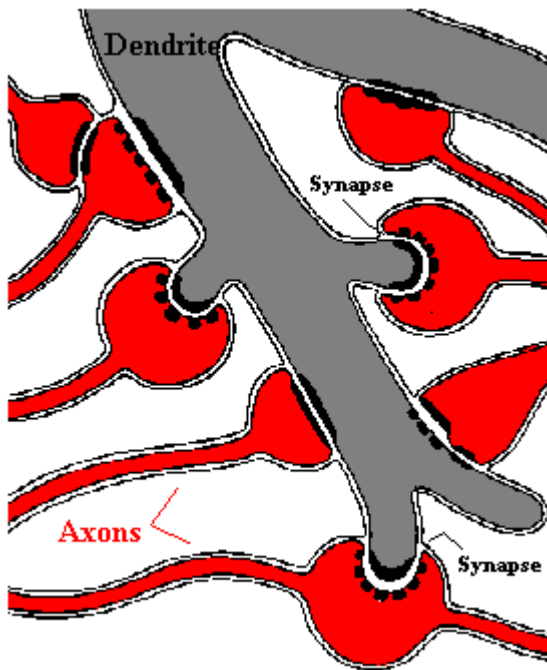
- Μεταφορά ηλεκτρικού σήματος από κυτταρικό σώμα σε μυς, αδένες ή άλλους νευρώνες
- Διάμετρος: 1-20 μm
- Μήκος: έως και 1 m (π.χ. από δάχτυλο έως εγκέφαλο)

Μεταφορά ηλεκτρικού σήματος σε 2 κατευθύνσεις:

- Από το κέντρο προς την περιφέρεια – Efferent
Έλεγχος οργάνων, εντολές προς μυς
- Από την περιφέρεια προς το κέντρο – Afferent
Ερεθίσματα από αισθητήρια όργανα

ΣΥΝΑΨΕΙΣ

- Σημεία αλληλεπίδρασης μεταξύ νευρώνων
- Βρίσκονται στο σώμα ή/και στους δενδρίτες
- Ανταλλαγή ηλεκτρικών σημάτων
- Δεν υπάρχει επαφή
- Synaptic cleft μέσω του οποίου ο χημικός ερεθισμός μετατρέπεται σε ηλεκτρικό ερεθισμό της προσυναπτικής νευρικής ίνας (άξονα)



ΠΟΣΟΤΙΚΑ ΜΕΓΕΘΗ

- 10^{10} νευρώνες στον ανθρώπινο εγκέφαλο
- 20-80 δενδρίτες ανά κύτταρο
- 40-200 μm μήκος δενδρίτη
- Σημαντική επικάλυψη δενδριτών \rightarrow πολλαπλές συναπτικές συνδέσεις
- Στο σύνδεσμο μεταξύ εγκεφάλου & νωτιαίου μυελού:
100.000 άξονες/ mm^2 (75.000 efferent – 25.000 afferent)

Βιοσήματα \leftrightarrow Μεταβολή Δυναμικού κυτταρικής μεμβράνης

Νευρώνες = κύτταρα άρα έχουν κυτταρική μεμβράνη

Νευράξονες περιβάλλονται από κύτταρα Schwann

Πολλαπλό στρώμα μυελίνης, επηρεάζει τις ιδιότητες της κυτταρικής μεμβράνης:

- Αυξάνει την ηλεκτρική αντίσταση
- Μειώνει τη χωρητικότητα

Στρώμα μυελίνης διακόπτεται στους κόμβους του Ranvier

Διάκενο 1 μm ανά 1 mm μυελίνης

ΗΛΕΚΤΡΙΚΑ ΔΥΝΑΜΙΚΑ ΝΕΥΡΩΝΩΝ

Διαφορά δυναμικού κατά μήκος της επιφάνειας της μεμβράνης
κάθε νευρώνα

Περίσσεια αρνητικών φορτίων στο εσωτερικό

Περίσσεια θετικών φορτίων στο εξωτερικό

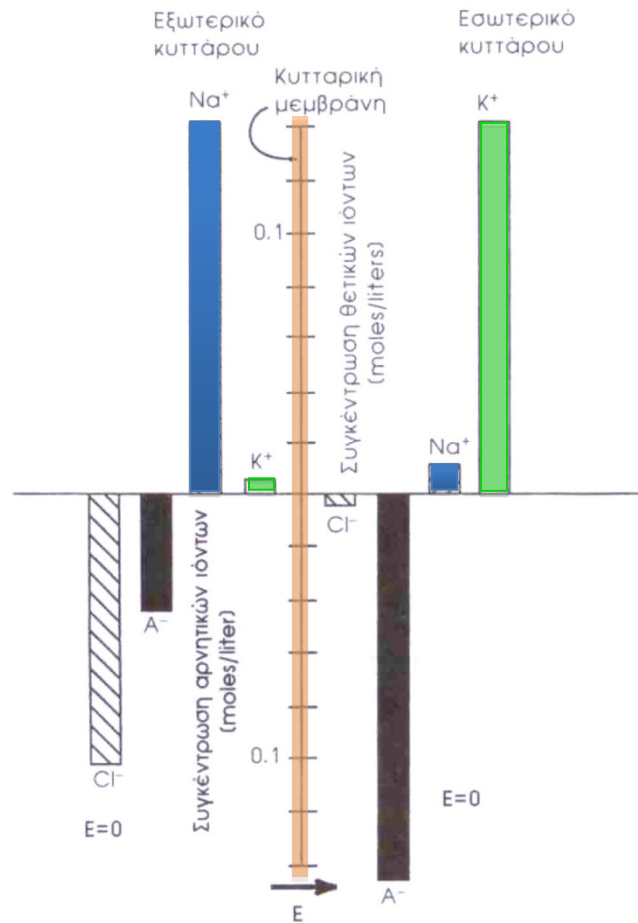


Νευρώνας πολωμένος

Εσωτερικό: 60-90 mV πιο αρνητικό (Δυναμικό Ηρεμίας)

Το μέγεθος και το πρόσημο του Δυναμικού Ηρεμίας
καθορίζεται από τη σχετική διαπερατότητα της μεμβράνης στα
ιόντα Na^+ και K^+ .

Δυναμικό Ηρεμίας



Εικόνα 9.2. Τυπικές συγκεντρώσεις σε moles/lit των K^+ , Na^+ , Cl^- , και των μεγάλων πρωτεϊνικών ιόντων (A^-) μέσα και έξω από ένα κύτταρο. Το εσωτερικό του κυττάρου είναι περισσότερο αρνητικό από το εξωτερικό περίπου κατά 60-90 mV. Παρατηρήστε ότι το ηλεκτρικό πεδίο (E) υπάρχει μόνο στη μεμβράνη, ενώ οι περιοχές μακριά από αυτήν έχουν ουδέτερο ηλεκτρικό φορτίο.

Οι παρατηρούμενες τιμές του Δυναμικού Ηρεμίας και συγκέντρωσης ιόντων οφείλονται σε μια παθητική ροή Na^+ προς το εσωτερικό του άξονα και K^+ προς το εξωτερικό του άξονα, λόγω διάχυσης και ηλεκτρικών δυνάμεων

Η συνεχιζόμενη ανισορροπία οφείλεται στην «αντλία $Na^+ - K^+$ » η οποία μεταφέρει Na^+ έξω από το κύτταρο και K^+ μέσα σ' αυτό, δαπανώντας ενέργεια λόγω μεταβολισμού.

Ηλεκτρικό πεδίο υπάρχει **μόνο στη μεμβράνη**. Οι περιοχές μακριά από αυτήν έχουν ουδέτερο ηλεκτρικό φορτίο.

	MEMBRANΗ		
	ΕΞΩ		ΜΕΣΑ
ΔΥΝΑΜΙΚΟ	$U_{εξω}=0$		$U_{μέσα}=-90mV$
ΣΥΓΚΕΝΤΡΩΣΕΙΣ (μον/m ²)			
Na ⁺	145	$C_{εξω(+)}=149$	12
K ⁺	4		155
Cl ⁻	120	$C_{εξω(-)}=149$	4
ΑΛΛΑ ΙΟΝΤΑ	29		163
			$C_{μέσα(+)}=167$
			$C_{μέσα(-)}=167$

Ηλεκτρικό πεδίο υπάρχει **μόνο στη μεμβράνη**, καθώς οι συγκεντρώσεις θετικών και αρνητικών ιόντων συνολικά είναι ίσες



$$I_o = I_{συγκ} + I_{δυν}$$

$$I_{συγκ} \rightarrow$$

$$I_{δυν} \rightarrow$$



$$I_o = I_{συγκ} - I_{δυν} = 0$$

$$I_{συγκ} \rightarrow$$

$$I_{δυν} \leftarrow$$



$$I_o = -I_{συγκ} + I_{δυν}$$

$$I_{συγκ} \leftarrow$$

$$I_{δυν} \rightarrow$$

$$|I_{συγκ}| > |I_{δυν}|$$

$I_{συγκ}$: Ρεύμα λόγω συκέντρωσης

$I_{δυν}$: Ρεύμα λόγω δυναμικού

$I_{συγκ}$: Παθητικό ρεύμα

ΕΞΙΣΩΣΗ NERNST

Στόχος:

Εύρεση δυναμικού V_i τέτοιου ώστε $I_0=0$ (Παθητική Ισορροπία)

ΕΝΕΡΓΕΙΑ ΣΕ ΙΟΝ ΑΠΟ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟ ΠΕΔΙΟ ΟΤΑΝ
ΠΕΡΝΑ ΤΗ ΜΕΜΒΡΑΝΗ

=

ΕΡΓΟ ΠΟΥ ΚΑΤΑΝΑΛΩΝΕΙ ΤΟ ΙΟΝ ΚΑΤΑ ΤΟ ΠΕΡΑΣΜΑ
ΑΠΟ ΧΑΜΗΛΗ ΣΕ ΥΨΗΛΗ ΣΥΓΚΕΝΤΡΩΣΗ ΙΟΝΤΩΝ

$$qV_i = kT \ln \frac{c_{\text{εξω}}}{c_{\text{μεσα}}}$$

Θέτοντας: $T=310 \text{ K}$, $q=1.6 \cdot 10^{-19} \text{ C}$, $k=1.38 \cdot 10^{-23} \text{ JK}^{-1}$

για τα ιόντα Na^+ : $c_{\text{εξω}}=145$, $c_{\text{μεσα}}=12$

παίρνουμε $V_i=+66\text{mV}$

Αντίστοιχα,

Για ιόντα Cl^- : $V_i=-90\text{mV}$

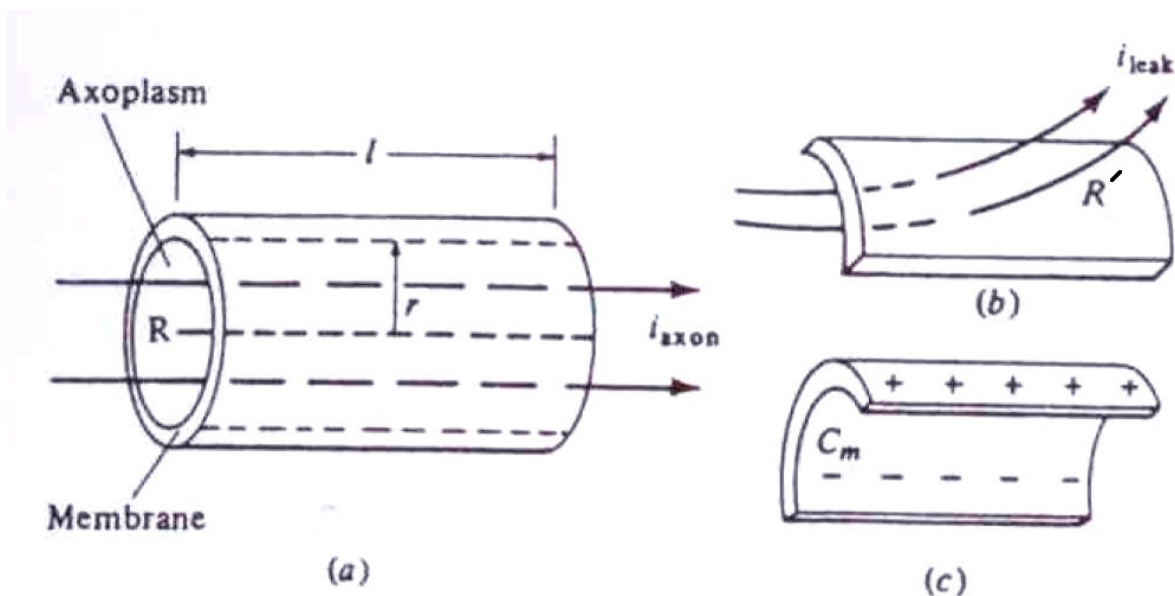
Για ιόντα K^+ : $V_i=-98\text{mV}$

1. ΑΠΟΚΡΙΣΗ ΣΕ ΗΠΙΟ ΕΡΕΘΙΣΜΑ
2. ΑΠΟΚΡΙΣΗ ΣΕ ΕΝΤΟΝΟ ΕΡΕΘΙΣΜΑ

1. ΑΠΟΚΡΙΣΗ ΣΕ ΗΠΙΟ ΕΡΕΘΙΣΜΑ

Ήπιο \rightarrow μικρότερο από μια κρίσιμη τιμή κατωφλίου

Απόκριση άξονα όμοια με αναλογικό κύκλωμα RC

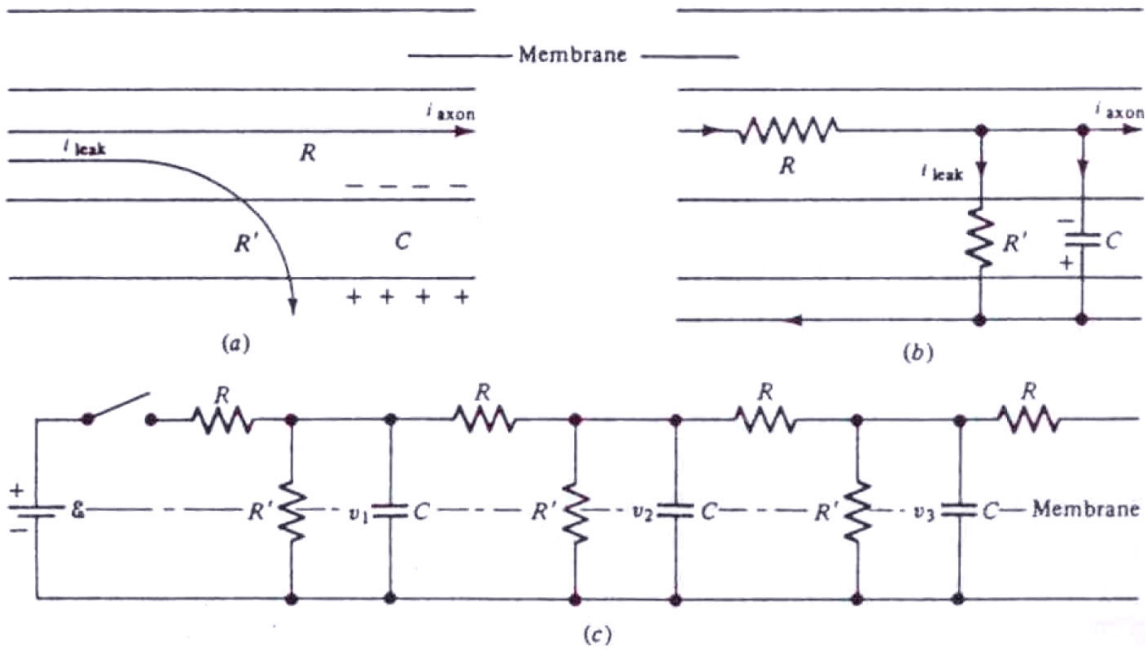


Κάθε τμήμα άξονα:

- Αντίσταση R για ρεύμα i_{axon} κατά μήκος του

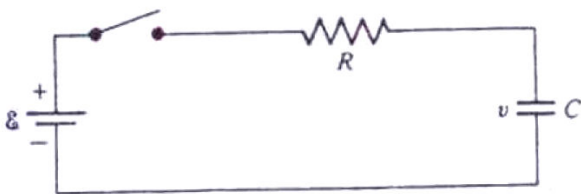
Μεμβράνη:

- Αντίσταση R' για ρεύμα i_{leak}
- Χωρητικότητα C

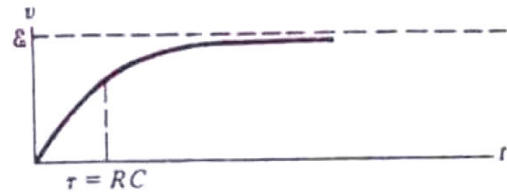


- Ένα τμήμα νευράξονα
- Η πηγή αντιπροσωπεύει το ερέθισμα
- Τη χρονική στιγμή $t=0$ κλείνει ο διακόπτης

$$V = V_0 (1 - e^{-t/RC})$$

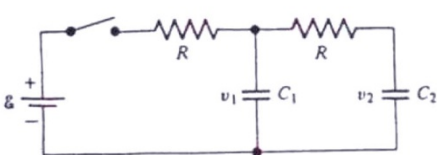


(a)

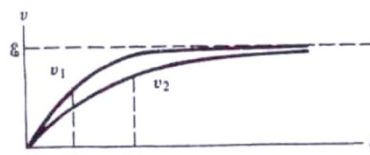


Σταδιακή αύξηση τάσης $V=q/C$, με σταθερά χρόνου $\tau=RC$

- Δύο τμήματα νευράξονα

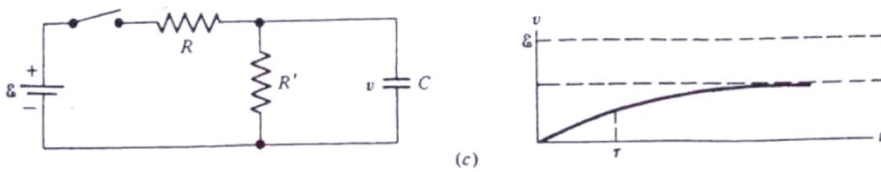


(b)



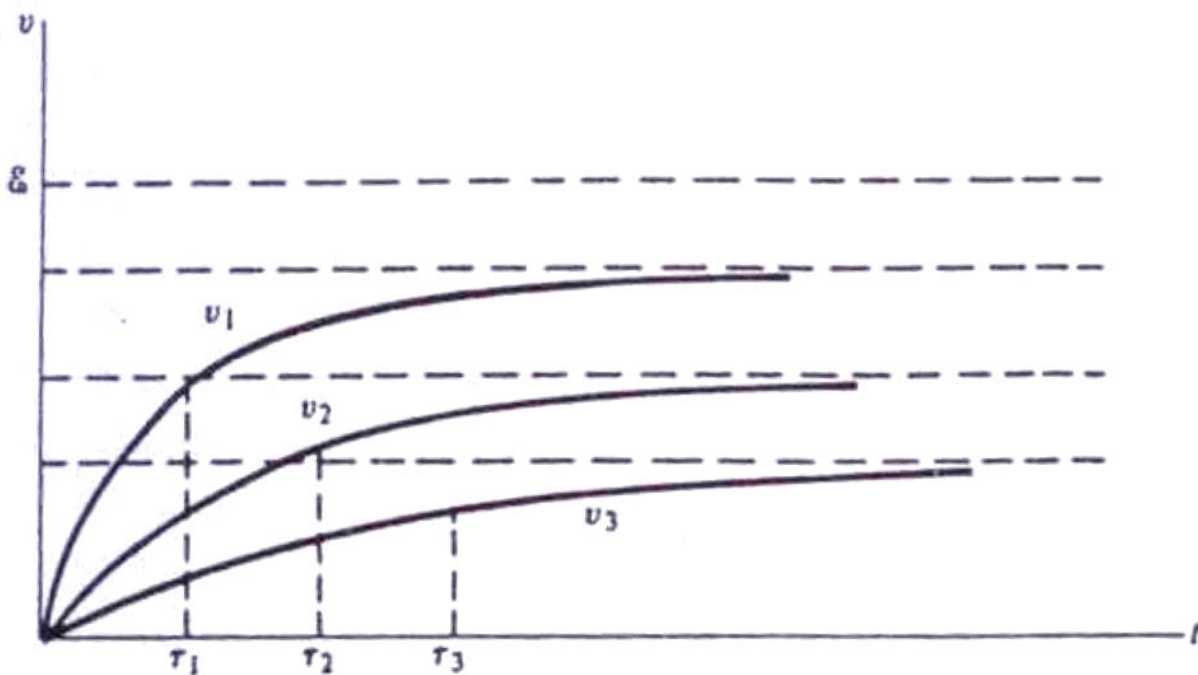
Η τάση στη δεύτερη χωρητικότητα αυξάνεται με πιο αργό ρυθμό

- Εισαγωγή της αντίστασης διαρροής R'



Άρα γενικά:

Όσο απομακρυνόμαστε από το ερέθισμα οι μεταβολές δυναμικού στους πυκνωτές είναι πιο αργές και οι τελικές τους τιμές σταδιακά μειώνονται



$$V = V_0 \left(1 - e^{-x/\lambda}\right)$$

$\lambda = 0.5 \text{ mm}$ (σταθερά χώρου)

Σε 0.5 mm : $V_0/e = 0.37 V_0$

Σε 1 mm : $V_0/e^2 = 0.14 V_0$

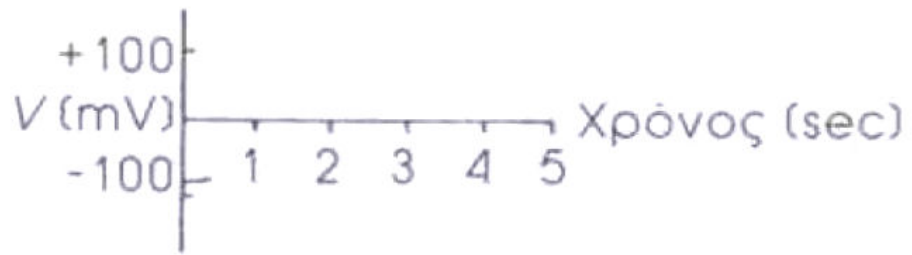
2. ΑΠΟΚΡΙΣΗ ΣΕ ΕΝΤΟΝΟ ΕΡΕΘΙΣΜΑ

Έντονο → μεγαλύτερο από μια κρίσιμη τιμή κατωφλίου

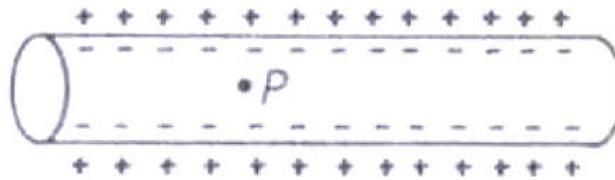
Μεγάλη στιγμιαία μεταβολή στο Δυναμικό Ηρεμίας ενός συγκεκριμένου σημείου

Μεταβολή δυναμικού \equiv Δυναμικό Δράσης (Action Potential)

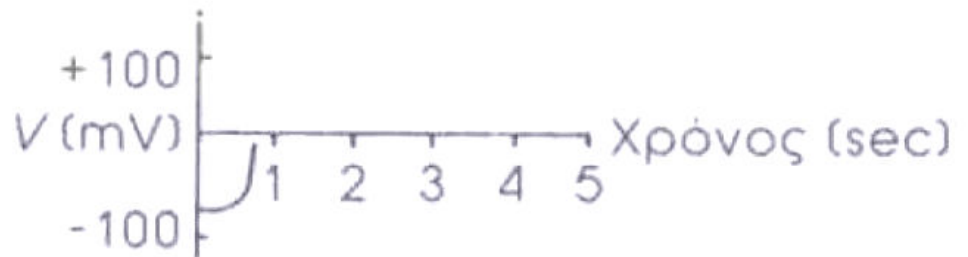
- Μεταδίδεται κατά μήκος του άξονα
- Η διάδοση ενός Δυναμικού Δράσης αποτελεί τον κύριο τρόπο μεταβίβασης σημάτων στο ανθρώπινο σώμα
- Διέγερση από: κρύο / ζέστη / ήχο / φως / οσμή
- Εάν η διέγερση είναι ηλεκτρική (πειραματική διαδικασία), απαιτείται μεταβολή κατά 20 mV στο δυναμικό μεμβράνης για την εκκίνηση του Δυναμικού Δράσης.
- Η μορφή του Δυναμικού Δράσης είναι ανεξάρτητη της έντασης του ερεθίσματος ή της απόστασης.
- «Όλα ή τίποτα» (ψηφιακή συμπεριφορά)



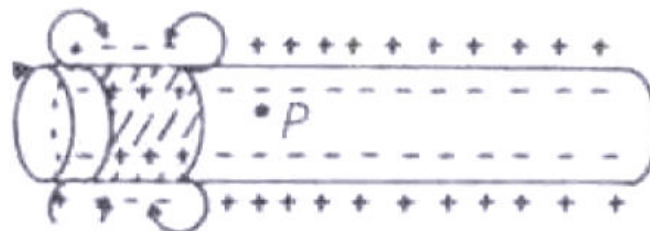
(α)



- ΔΥΝΑΜΙΚΟ ΗΡΕΜΙΑΣ -90 mV

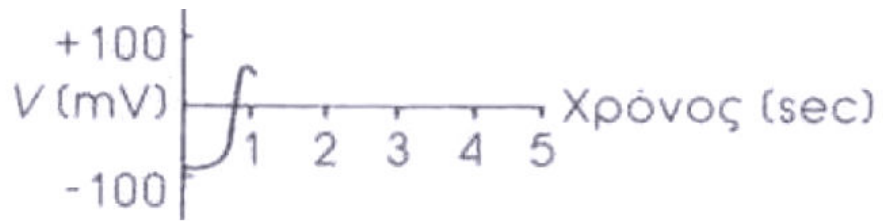


(β)

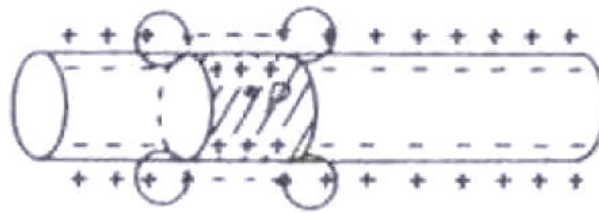


Η διέγερση
ξεκινά εδώ

- Ηλεκτρική διέγερση **αριστερής άκρης** άξονα
- Υπέρβαση κατωφλίου (-50 mV): Τοιχώματα μεμβράνης διαπερατά σε Na^+
- Εισρέουν ιόντα Na^+ : Εκπόλωση μεμβράνης (τοπικά)



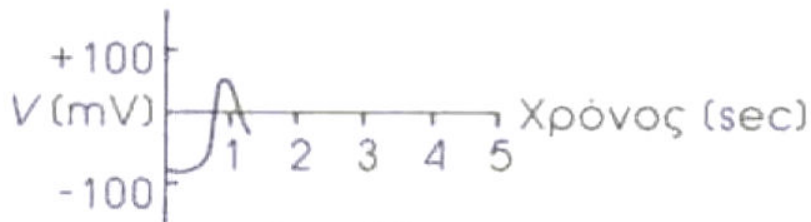
(γ)



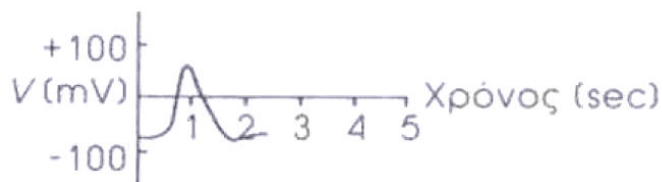
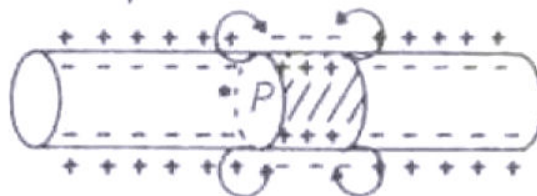
- Κίνηση θετικών ιόντων προς τα δεξιά (όπου δυναμικό ακόμα αρνητικό)

Στην αρχική θέση:

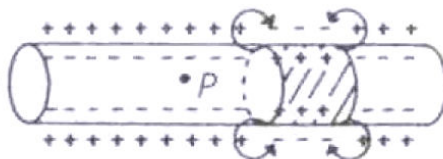
- Δυναμικό στο εσωτερικό 50 mV (στιγμαία)
- Τοιχώματα μεμβράνης διαπερατά σε K^+ : Εκρέουν ιόντα K^+
- Σταδιακή επαναπόλωση

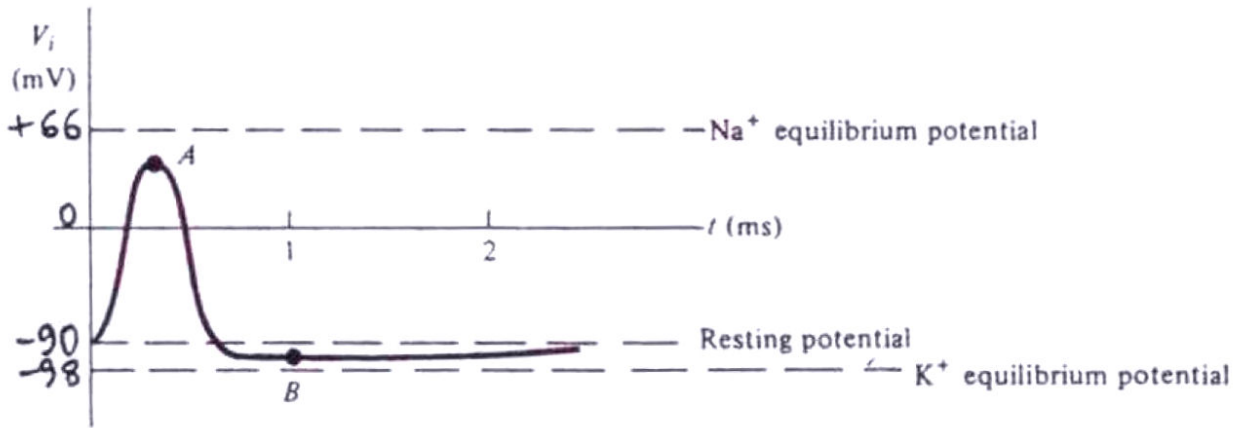


(δ)

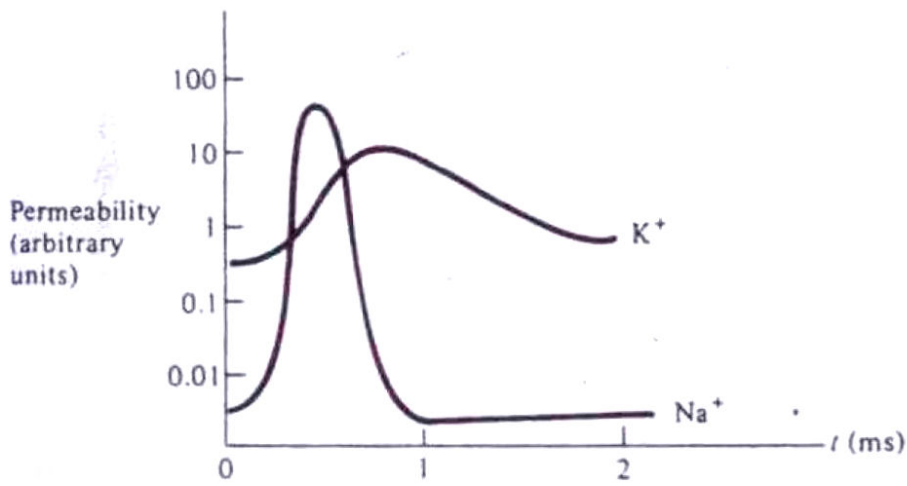


(ε)





(a)



(b)

Βασικοί παράγοντες που επηρεάζουν ταχύτητα διάδοσης δυναμικού δράσης:

- Ηλεκτρική αντίσταση εσωτερικού του άξονα
- Χωρητικότητα μεταξύ 2 πλευρών μεμβράνης

$$\tau = RC$$

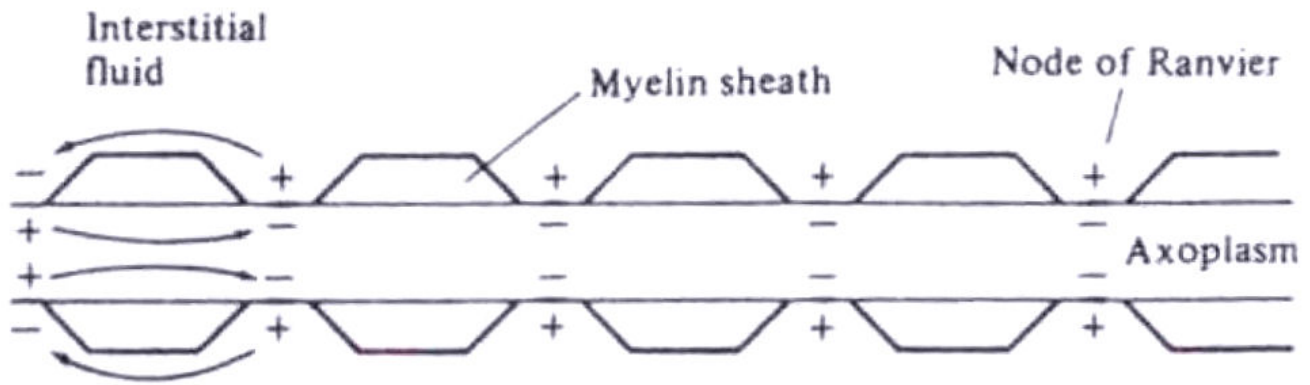
Επομένως για αύξηση ταχύτητας απαιτείται μείωση RC

Μείωση αντίστασης άξονα → αύξηση διαμέτρου άξονα

Μείωση χωρητικότητας → αύξηση πάχους μεμβράνης

Μυελίνη:

- Καλός μονωτής (ελάττωση ρεύματος διαρροής R')
- Αυξάνει την απόσταση μεταξύ των αγωγίμων περιοχών (αξονόπλασμα και εξωκυττάριο υγρό) και έτσι μειώνεται η χωρητικότητα της μεμβράνης.
- Τα φορτία στη μεμβράνη μειώνονται
- Ταχύτερη εκπόλωση



Όταν το σήμα φτάσει στον επόμενο κόμβο είναι εξασθενημένο αλλά επαρκεί για το σκανδαλισμό (trigger) του Δυναμικού Δράσης.

	Διάμετρος	Ταχύτητα διάδοσης
Χωρίς μυελίνη (καλαμάρι)	1 mm	20-50 m/sec
Με μυελίνη (άνθρωπος)	10 μm	100 m/sec

10.000 εμμύελες ίνες → δέσμη διατομής 1-2 mm²

10.000 αμύελες ίνες → δέσμη διατομής 100 cm²

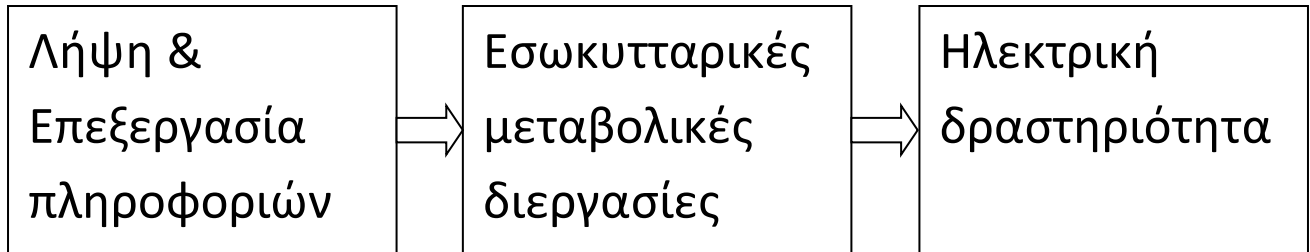
$$100 \text{ cm}^2 / 1 \text{ mm}^2 = 10^4$$

Αύξηση αποτελεσματικότητας λόγω μυελίνης

Αποτέλεσμα της εξέλιξης

ΗΛΕΚΤΡΟΕΓΚΕΦΑΛΟΓΡΑΦΗΜΑ (ΗΕΓ – ΕΕΓ)

Νευρώνες εγκεφάλου



Ηλεκτρόδια στο δέρμα του κεφαλιού (απαγωγές)

Εξασθένηση κατά τουλάχιστον 10 φορές

Δυναμικά: 0.01 μέχρι 0.5 mV

Κύματα από άθροισμα ταυτόχρονων ηλεκτρικών μεταβολών πολλών εγκεφαλικών νευρώνων (συχνότητες: 1 μέχρι 15 Hz)

↓

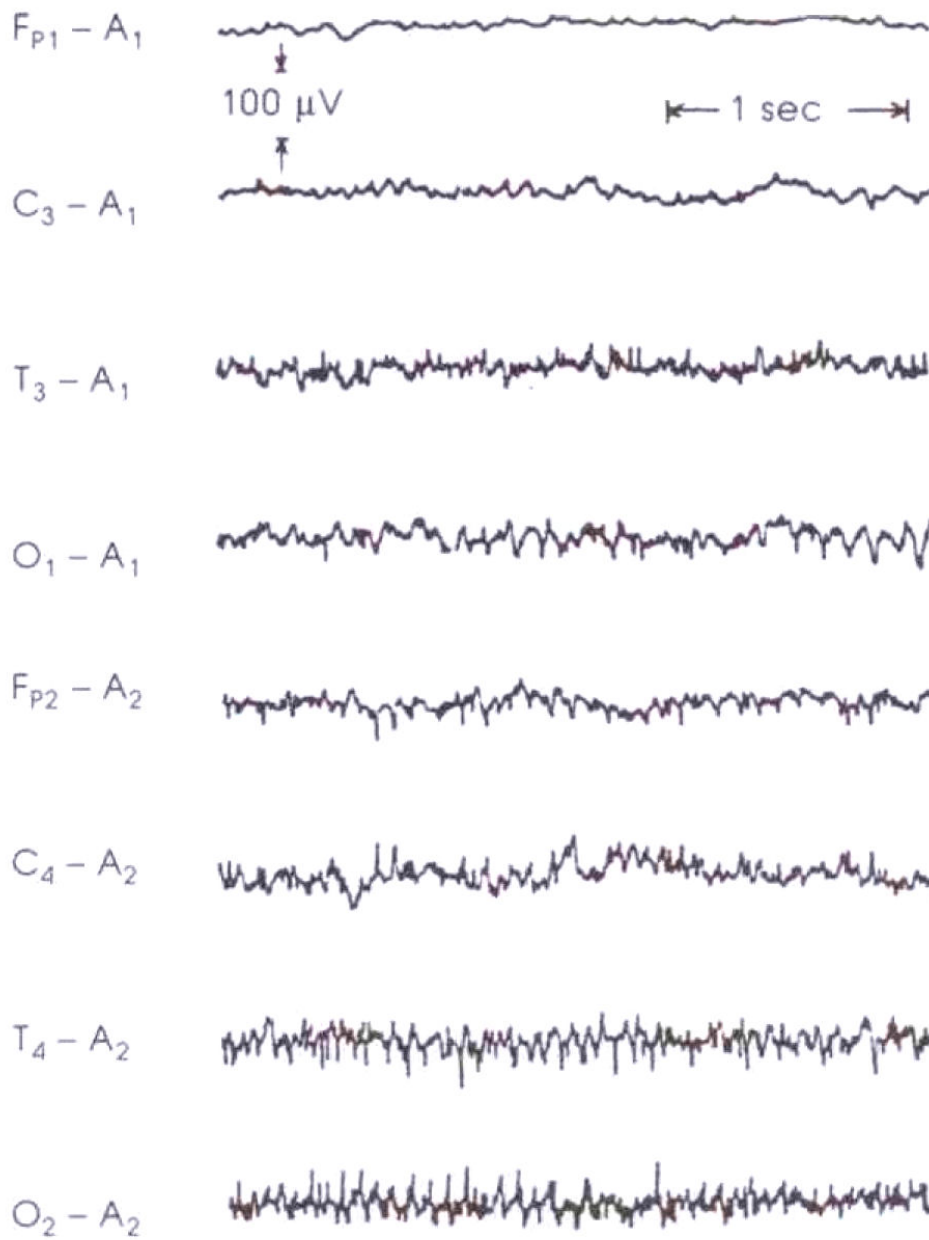
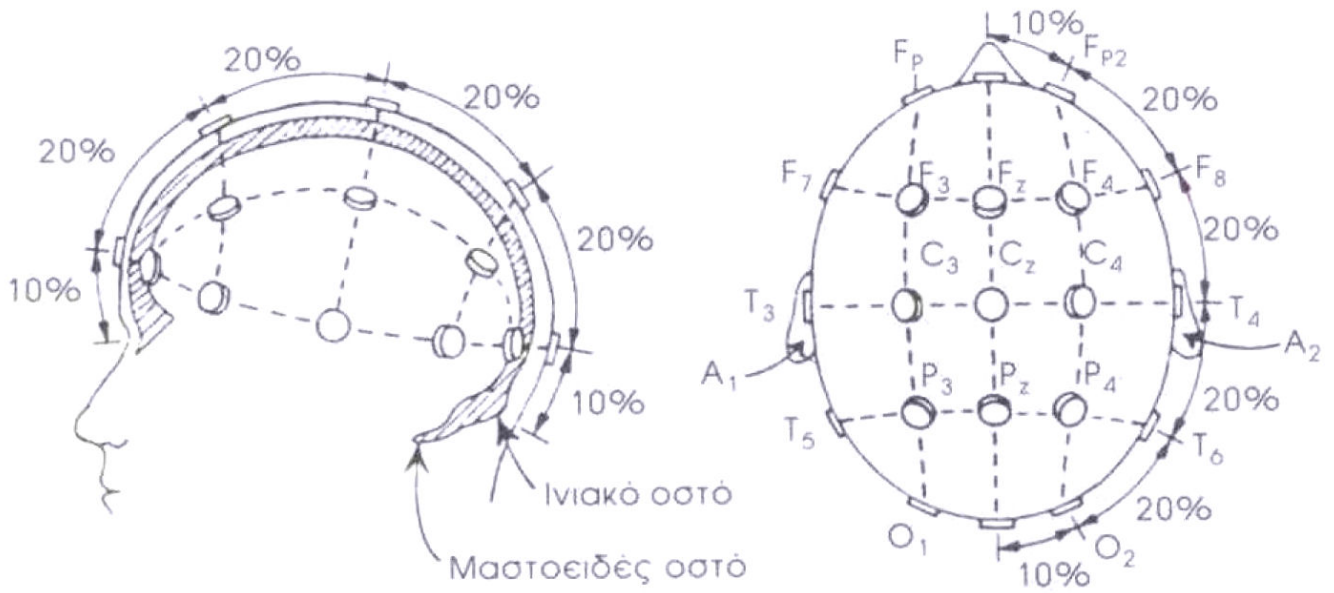
Ενίσχυση

↓

Καταγραφή

↓

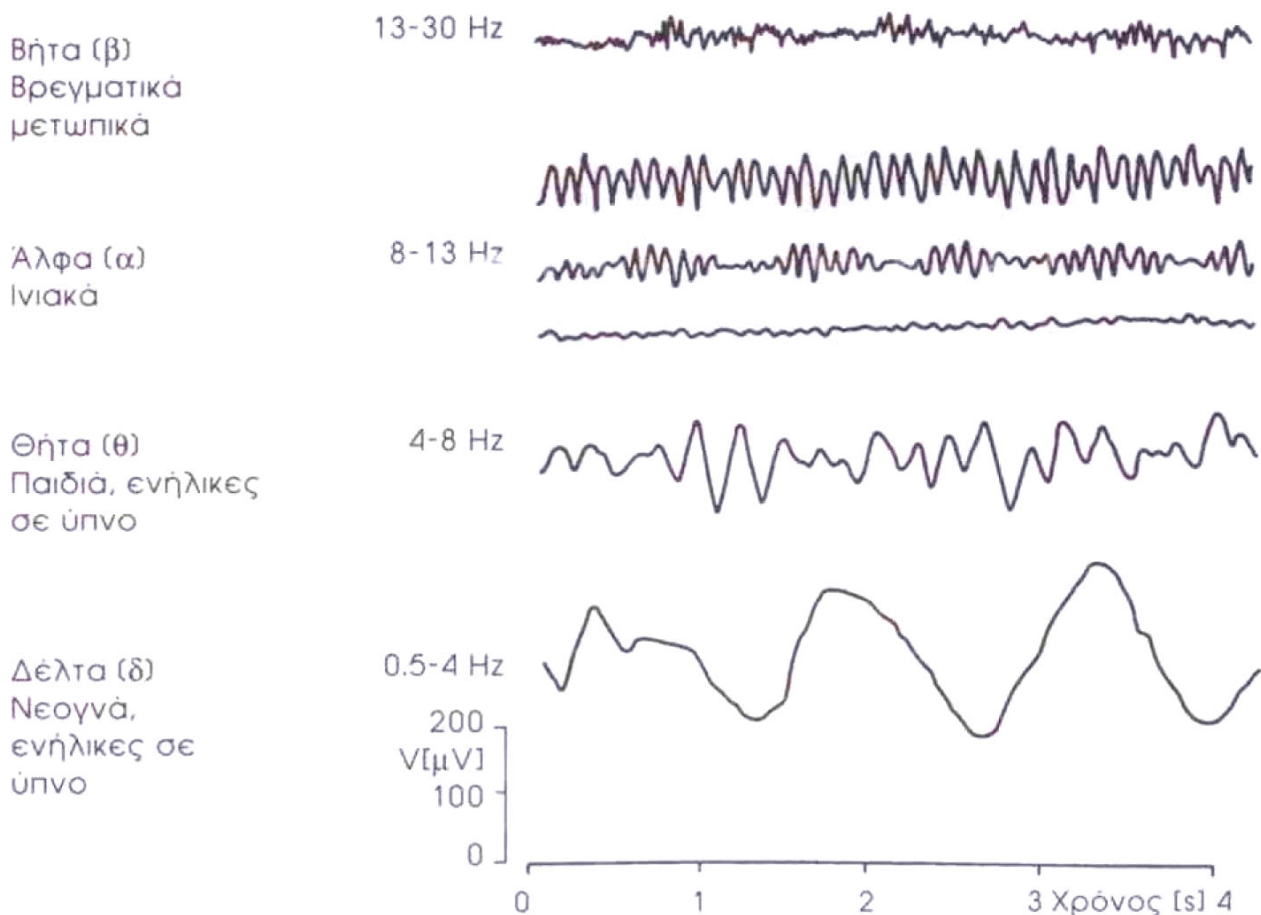
ΗΕΓ



Συχνότητες ΗΕΓ εξαρτώνται από νοητική δραστηριότητα εξεταζόμενου

- Σε ηρεμία: 8-13 Hz
- Σε εγρήγορση: >13 Hz

Κύματα Δέλτα (δ) ή αργός ρυθμός	0.5-3.5 Hz
Κύματα Θήτα (θ) ή σχετικά αργός ρυθμός	4-7 Hz
Κύματα Άλφα (α)	8-13 Hz
Κύματα Βήτα (β) ή γρήγορος ρυθμός	>13 Hz



Χρήση ΗΕΓ

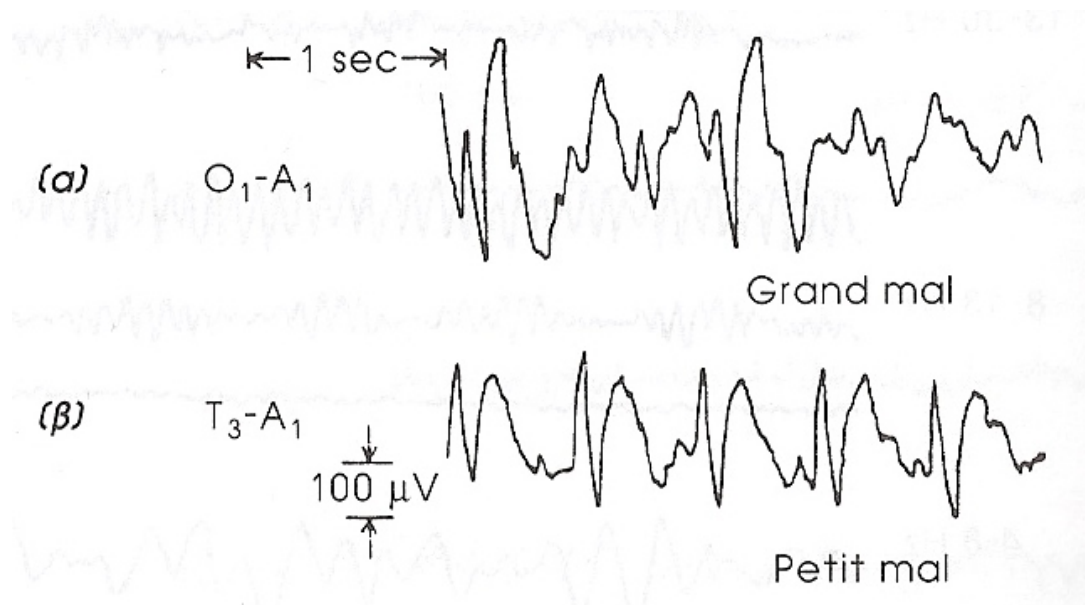
Επιληψία

Grand mal: Σοβαρή επιληπτική κρίση με απώλεια αισθήσεων

Οξείες κορυφές υψηλής τάσης σε όλες τις απαγωγές

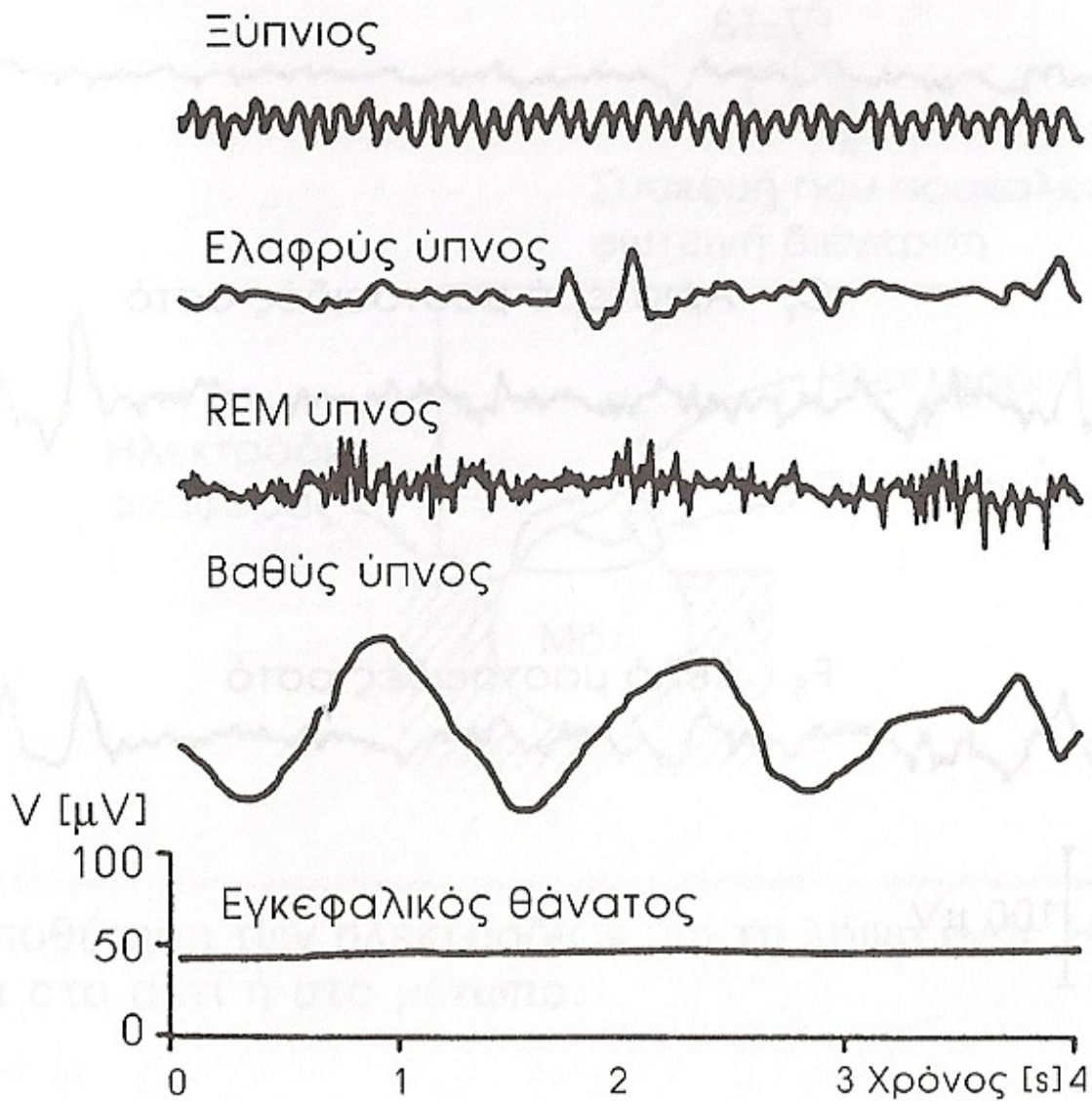
Petit mal: Λιγότερο σοβαρή κρίση, εντοπισμένη

Μέχρι 3 πλήρη κύματα ανά δευτερόλεπτο και ταχείες αιχμές προηγούνται ή έπονται.



Διεγχειρητικός έλεγχος επιπέδου αναισθησίας

Μελέτη διαταραχών ύπνου



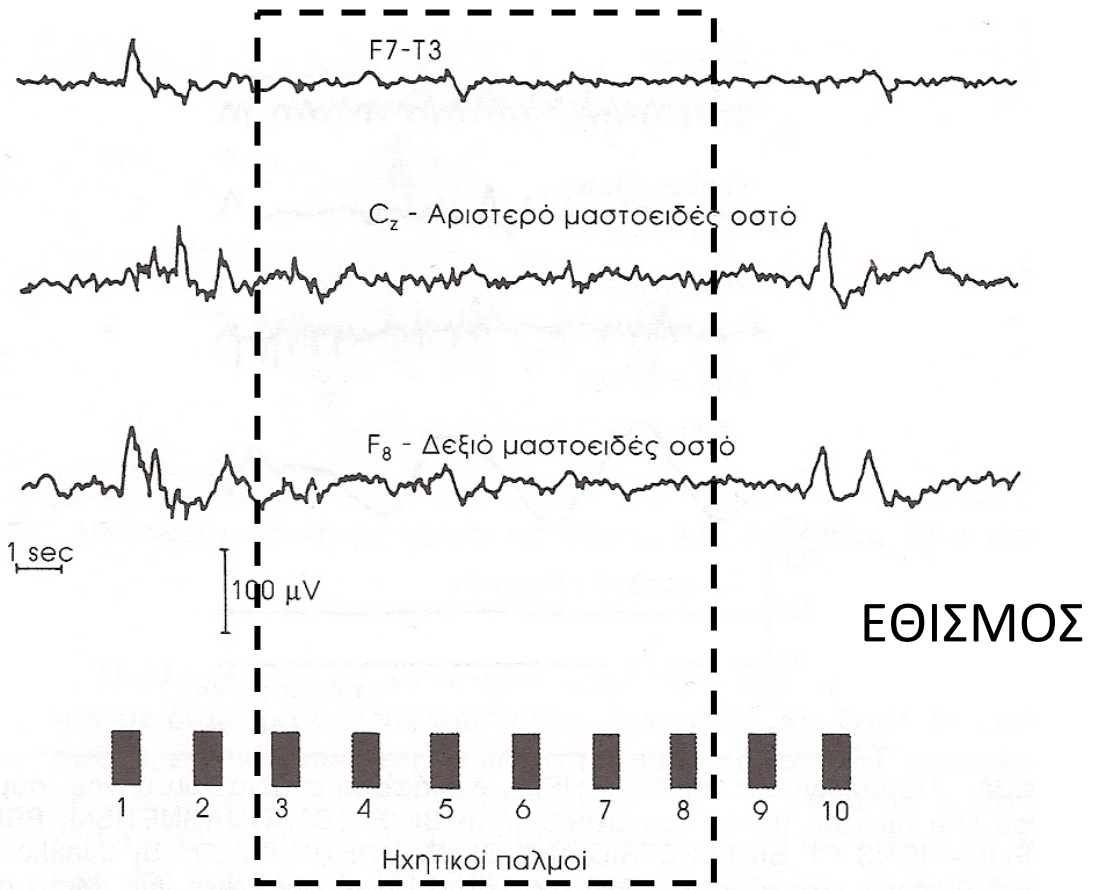
Όταν κάποιος νυστάζει, με κλειστά μάτια:

κυρίως κύματα α

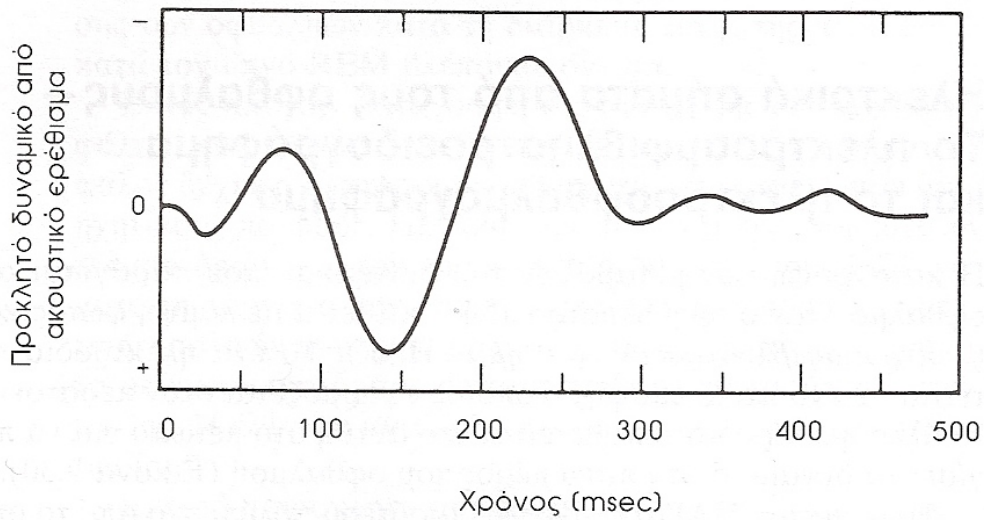
Από ελαφρύ σε βαρύ ύπνο:

αύξηση πλάτους, μείωση συχνότητας

Προκλητές αντιδράσεις



(α)



(β)

Μέση τιμή από 64 ερεθίσματα

Παράσιτα ηλεκτροδίων

- Διατάραξη ηλεκτροχημικής ισορροπίας (μετατροπή ρεύματος ιόντων στον ασθενή σε ρεύμα ηλεκτρονίων στα ηλεκτρόδια)
- Κίνηση (ασθενούς ή/και ηλεκτροδίων) → παραγωγή σημάτων που αποτελούν θόρυβο
- Ιδρώτας → μεγάλες αλλά βραδείες μεταβολές (baseline)

Δυναμικά από καρδιά και μάτια

Από καρδιά → δυναμικά που καταγράφονται στο ΗΚΓ

Οξείες αιχμές με περιοδικότητα καρδιάς (ανά ~0.8 sec)

Ευτυχώς η απόσταση από καρδιά μεγάλη

Ηλεκτρόδια ΗΕΓ πολύ κοντά μεταξύ τους

Μεταξύ πρόσθιου & οπίσθιου τμήματος ματιού: αρκετά mV

Δίπολο → ρεύματα δια των ιστών → δυναμικά στο δέρμα

Δυναμικά μεταβάλλονται όταν κινούνται τα μάτια

Ηλεκτρική και μαγνητική παρεμβολή από γειτονικά ρεύματα

Από ηλεκτροφόρα καλώδια (230V, 50Hz) σε μικρή απόσταση

Μαγνητικά πεδία μετασχηματιστών

Παρεμβολή από πεδία υψηλής (Ραδιοφωνικής) συχνότητας

π.χ. Διακόπτες (σπινθήρες), Ραδιοφωνικοί & τηλεοπτικοί πομποί

ΜΕΙΩΣΗ ΑΝΕΠΙΘΥΜΗΤΩΝ ΠΑΡΕΜΒΟΛΩΝ

1. Γείωση συσκευής
2. Καλώδια σύνδεσης ασθενούς-συσκευής και τροφοδοσίας συσκευής → προστασία με αγώγιμο περίβλημα (αφαίρεση παρεμβολής ηλεκτρικών πεδίων)
3. Λαμπτήρες πυρακτώσεως αντί φθορισμού
4. Ηλεκτροφόρα καλώδια μακριά από ασθενή & καλώδια σύνδεσης ασθενή με συσκευή (αποφυγή μαγνητικών παρεμβολών)
5. Απόσταση ασθενή-μετασχηματιστή οργάνου
6. (κατά την εγκατάσταση) Ηλεκτροφόρα καλώδια σε μεταλλικούς γειωμένους σωλήνες και όχι πλαστικούς
7. Αποκατάσταση φθαρμένων καλωδίων και τοποθέτησης ηλεκτροδίων

$$\text{Signal to Noise Ratio (SNR)} = \frac{\text{Signal}}{\text{Noise}}$$

ΨΗΦΙΑΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ

1. Μετατροπή βιοσήματος σε ηλεκτρικό σήμα (ηλεκτρόδια)
2. Απόρριψη κοινού θορύβου (διαφορική είσοδος)
3. Προενίσχυση
4. Αναλογικά φίλτρα (φίλτρα χαμηλών συχνοτήτων, φίλτρα υψηλών συχνοτήτων, φίλτρα αποκοπής συχνοτήτων)
5. Τελική ενίσχυση
6. Μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό
7. Ψηφιακή επεξεργασία
8. Εξαγωγή χαρακτηριστικών (feature extraction)
9. Ταξινόμηση (classification)
10. Υποβοήθηση Διάγνωσης (Medical Decision Support)

ΠΡΟΚΛΗΤΑ ΔΥΝΑΜΙΚΑ

- Παροδικές αλλαγές στην ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου ως απόκριση σε ένα ερέθισμα ή συμβάν.
- Ερεθίσματα: Οπτικά – Ακουστικά - Σωματοαισθητικά
- Ενσωματωμένα στο ΗΕΓ
- Διακρίνονται από το θόρυβο και εξάγονται από το ΗΕΓ με χρήση φίλτρων και μεσοστάθμισης (averaging)
- Αποτελούνται από χαρακτηριστικές συνιστώσες που εκτείνονται στο χρόνο από 50 ms έως 600-1000 ms μετά το ερέθισμα.
- Ονομάζονται με χρήση των γραμμάτων N (negative) ή P (positive) και το χρόνο επέλευσης (π.χ. P300)

Ταχεία ΠΔ: βασική αισθητική (χαμηλού επιπέδου) επεξεργασία ερεθισμάτων

Βραδέα ΠΔ: αντιληπτική και γνωστική (υψηλού επιπέδου) επεξεργασία ερεθισμάτων

- Μη-επεμβατικά
- Δεν απαιτείται αναισθησία
- Εξαιρετικά καλή χρονική διακριτική ικανότητα
- Φτωχή χωρική διακριτική ικανότητα

Ταχέα: στα πρώτα 10 ms από το ακουστικό ερέθισμα

Εικόνα της ηλεκτρικής δραστηριότητας κατά τη διαδρομή του σήματος από το αυτί μέχρι το φλοιό του κροταφικού λοβού

Βραδέα: από 100 ms έως περίπου 400 ms μετά το ερέθισμα.

Απόκριση της κορυφής του εγκεφαλικού φλοιού

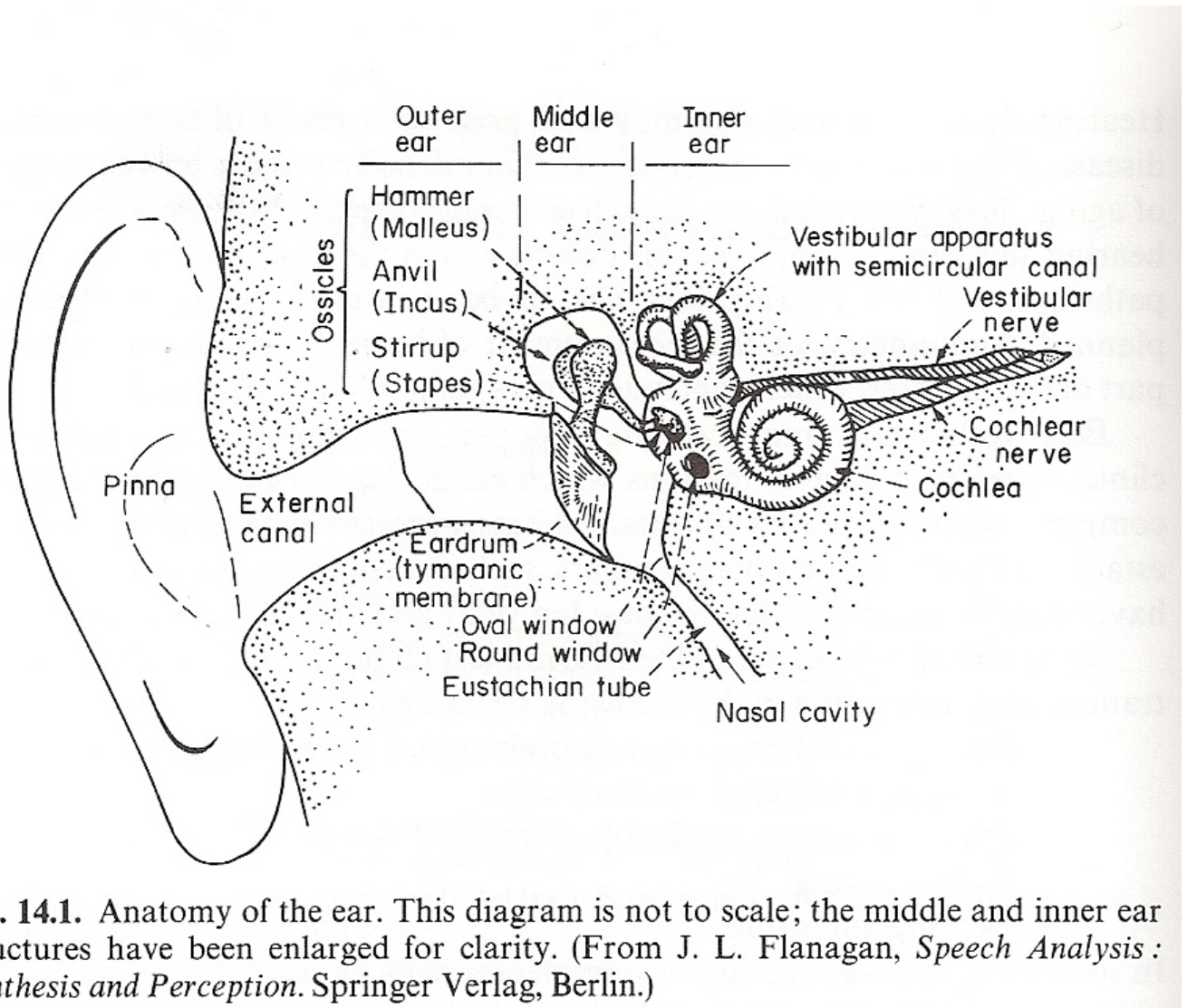
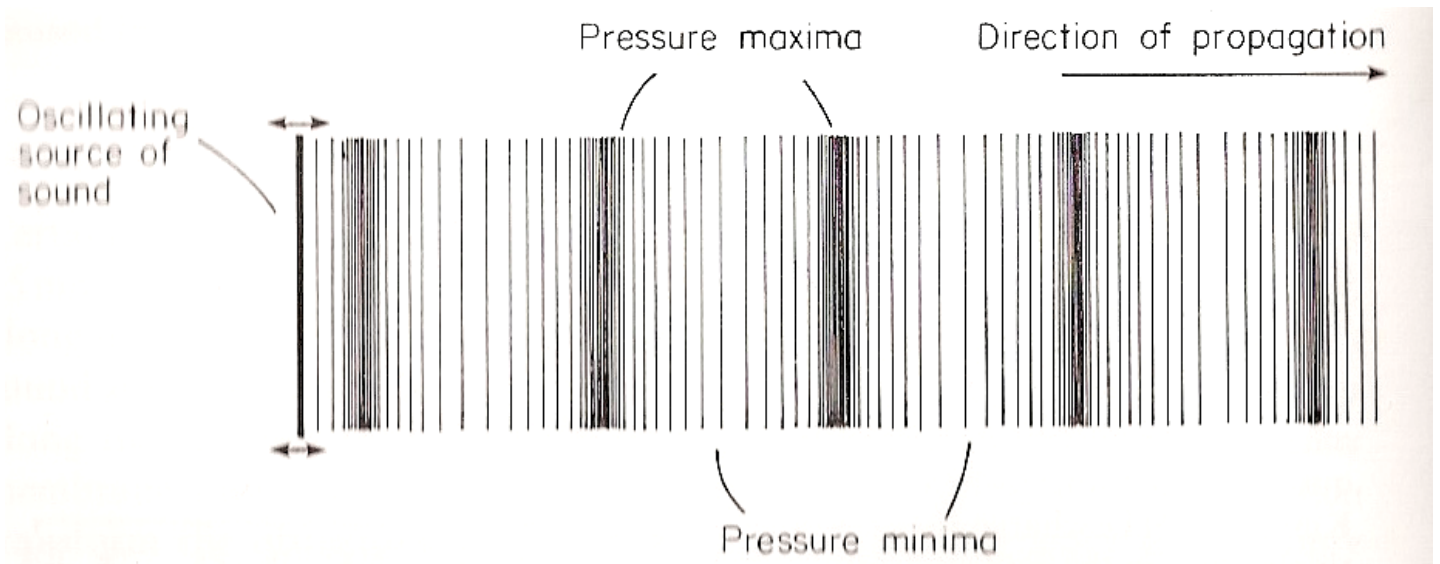


Fig. 14.1. Anatomy of the ear. This diagram is not to scale; the middle and inner ear structures have been enlarged for clarity. (From J. L. Flanagan, *Speech Analysis: Synthesis and Perception*. Springer Verlag, Berlin.)

ΗΧΟΣ



Διαμήκεις μεταβολές πίεσης: ημιτονοειδή κύματα της μορφής

$$p = p_0 \sin(2\pi ft) \quad \text{pure tone}$$

Ήχοι: μείγμα πολλών καθαρών τόνων από 20 Hz έως 20 kHz

- p_0 : μέτρο του πόσο δυνατός είναι ο ήχος
- Μονάδα μέτρησης: $\text{Nm}^{-2} = \text{Pa}$ (Pascal)
- Ελάχιστη πίεση ήχου για ανίχνευση από ανθρ. αυτί: 20 μPa
- Μέγιστη πίεση ήχου πριν την πρόκληση πόνου: 100 Pa

$$10^6:1$$

Λογαριθμική κλίμακα

Απόκριση αυτιού επίσης λογαριθμική:

Ίσα % αύξησης πίεσης οδηγούν σε ίσες αυξήσεις στην αντίληψη της έντασης του ήχου

Επομένως η πίεση του ήχου εκφράζεται ως $\log_{10} \left(\frac{p}{p_0} \right)$

Τροποποιήσεις:

1. Η ισχύς του ήχου (που ονομάζεται ένταση του ήχου) αποτελεί καλύτερο μέτρο του πόσο δυνατός είναι ο ήχος από την πίεση, οπότε χρησιμοποιείται η ποσότητα p^2 αντί της p .
2. Η λογαριθμική μονάδα μέτρησης (Bel) είναι πολύ μεγάλη γι' αυτό χρησιμοποιείται το 1/10 της (decibel – dB).

Άρα:

Επίπεδο πίεσης ήχου (Sound Pressure Level – SPL):

$$\text{SPL} = 10 \log_{10} \left(\frac{p}{p_0} \right)^2 = 20 \log_{10} \left(\frac{p}{p_0} \right) \text{ dB}$$

Π.χ. για μέση (χρονικά) πίεση 2 Pa :

$$\text{SPL} = 20 \log_{10} \left(\frac{2}{20 \cdot 10^{-6}} \right) = 20 \cdot 5 = 100 \text{ dB}$$

Ελάχιστο ακουστό επίπεδο: 0 dB

Μέγιστο (πριν τον πόνο): 134 dB

Αύξηση κατά 10 dB σημαίνει διπλάσια υποκειμενική ένταση

Αύξηση κατά 1 B σημαίνει δεκαπλάσια ισχύ (ένταση, Intensity) του ήχου.

ΤΑΧΕΑ ΑΠΔ

Μέτρηση: 1 ηλεκτρόδιο στην κορυφή (vertex) του εγκεφάλου και ηλεκτρόδιο αναφοράς στο λωβό του αυτιού ή στη μαστοειδή απόφυση

Ερέθισμα: βραχείς ήχοι (κλικ) στα αυτιά εναλλάξ ή ταυτόχρονα με συχνότητα 10 Hz και ένταση περίπου 60 dB πάνω από το κατώφλι ακουστότητας.

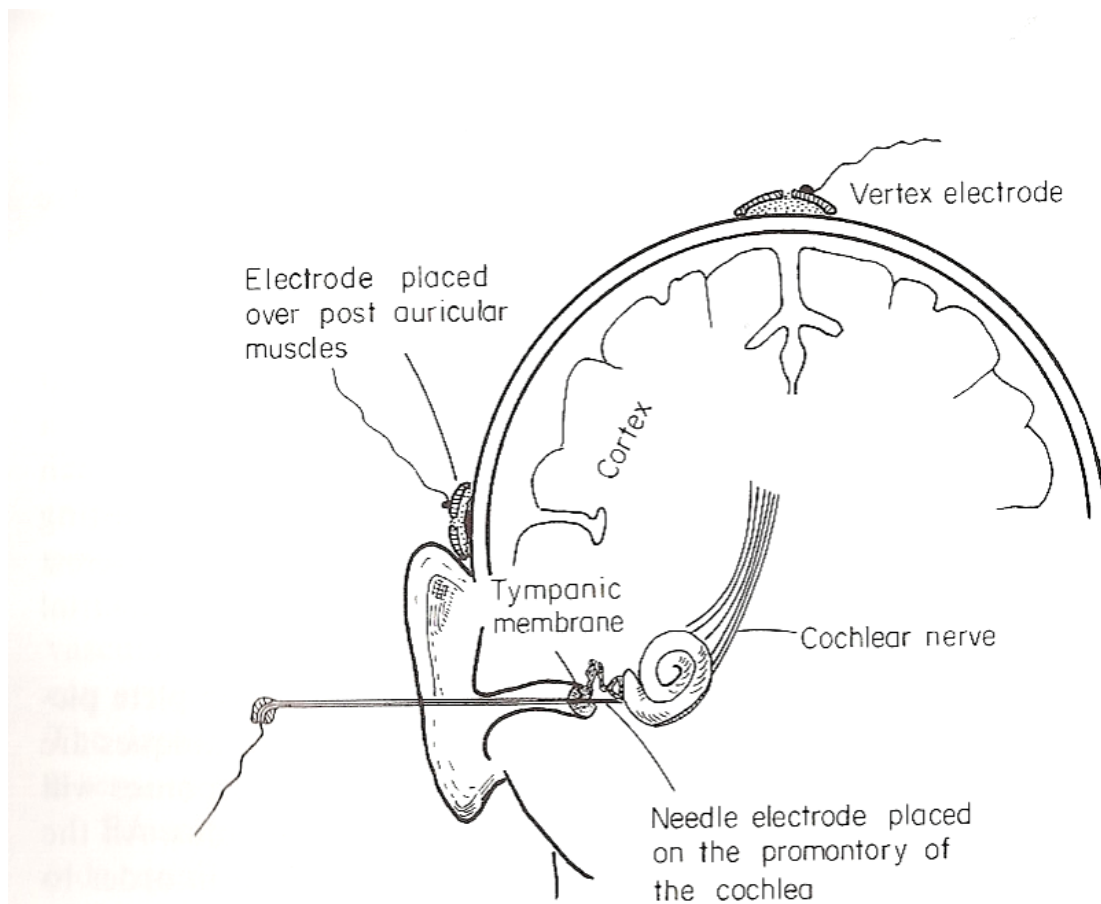
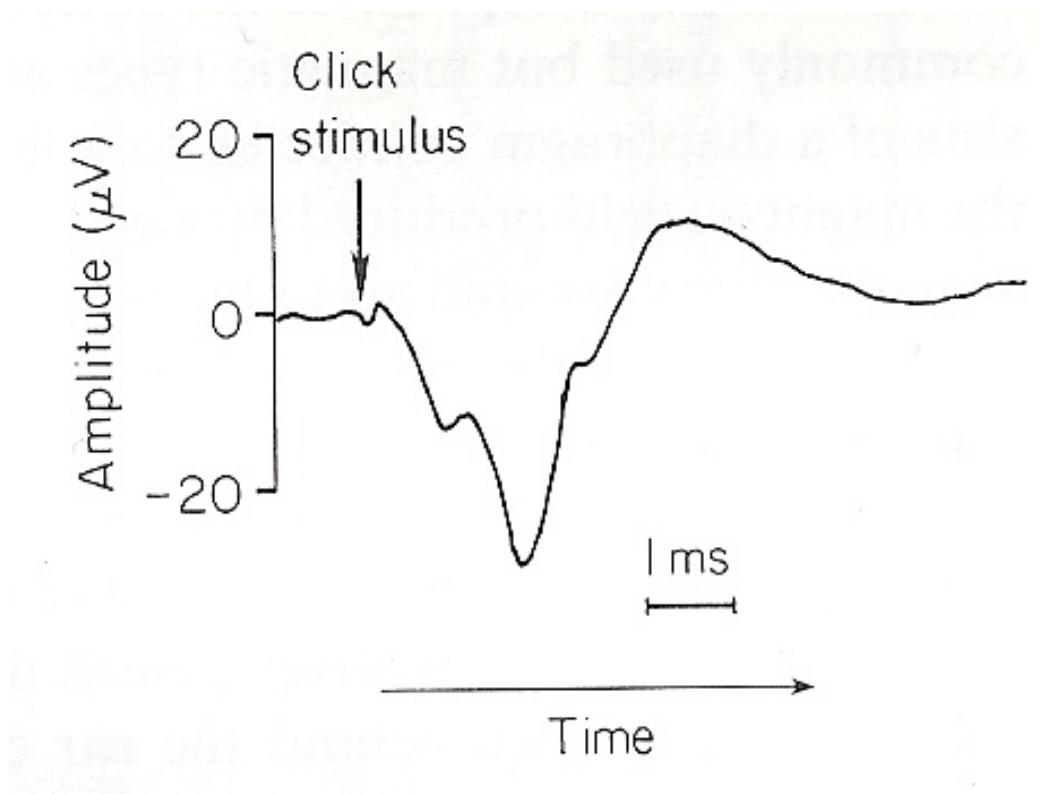


Fig. 14.18. Diagram showing sites for recording evoked responses. Electrodes for vertex, myogenic reflex and cochlear evoked responses are all shown but only the active electrode is shown in each case.

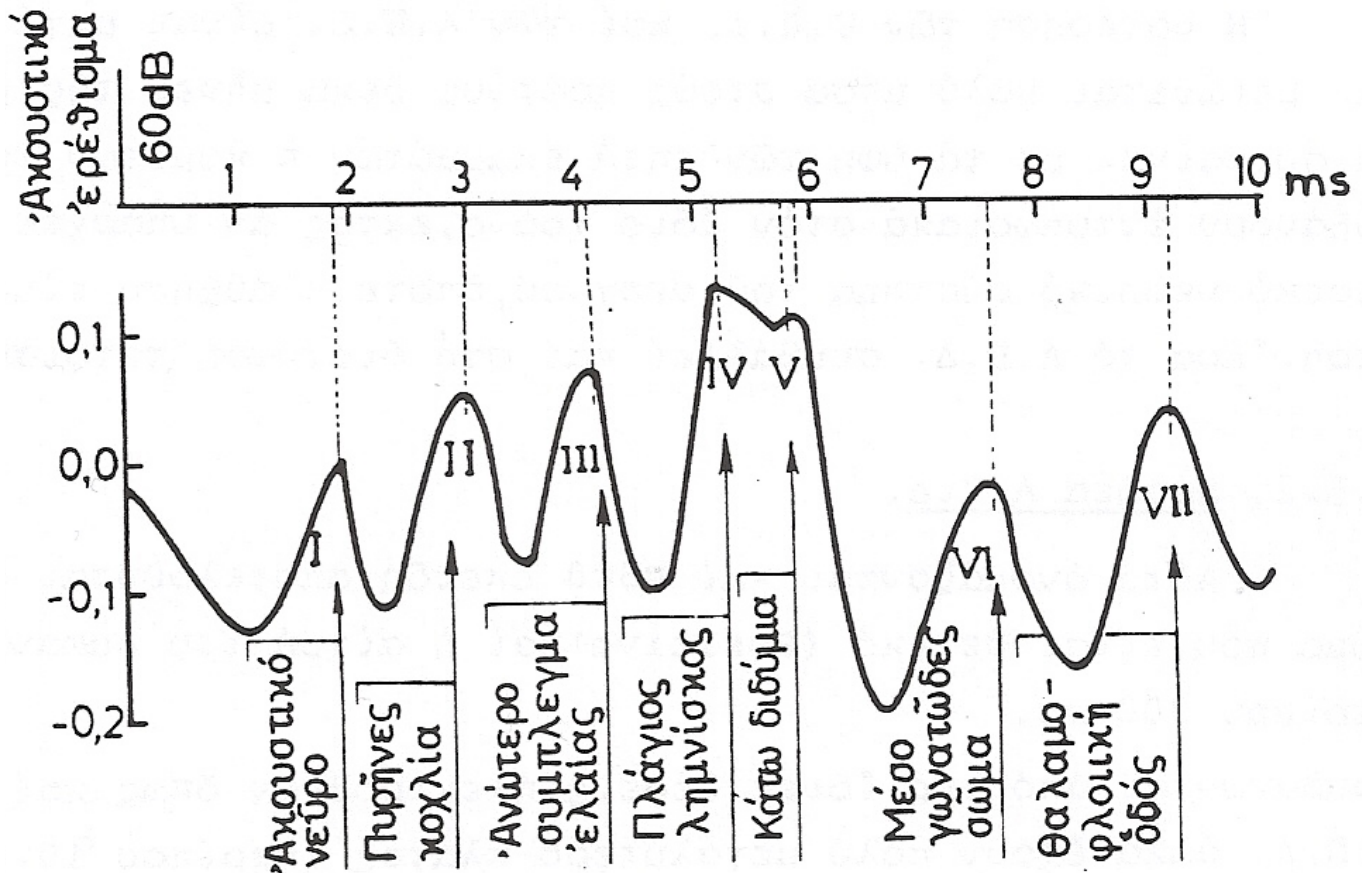
ΤΑΧΕΑ ΑΠΔ – Συνέχεια

Πλάτος & Υστέρηση εξαρτώνται από την ένταση του ηχητικού ερεθίσματος

Αύξηση έντασης από 25 σε 75 dB οδηγεί σε προοδευτική μείωση της υστέρησης: κατά περίπου 1.5 ms για το πρώτο έπαρμα μέχρι περίπου 2.5 ms για το τελευταίο.



7 σαφείς κορυφές



Ανίχνευση επιπέδου κώφωσης σε νήπια και ασθενείς σε κώμα
Εξαφάνιση επαρμάτων από «σκλήρυνση κατά πλάκας» (multiple sclerosis) ή όγκους, όταν έχει προσβληθεί το εγκεφαλικό στέλεχος

Υστέρηση: μεγάλη στα νεογνά και μειώνεται στους πρώτους 10 μήνες ζωής

Πλάτη: αυξάνεται έντονα στην ίδια περίοδο (διάγνωση βλάβης κεντρικού νευρικού συστήματος)

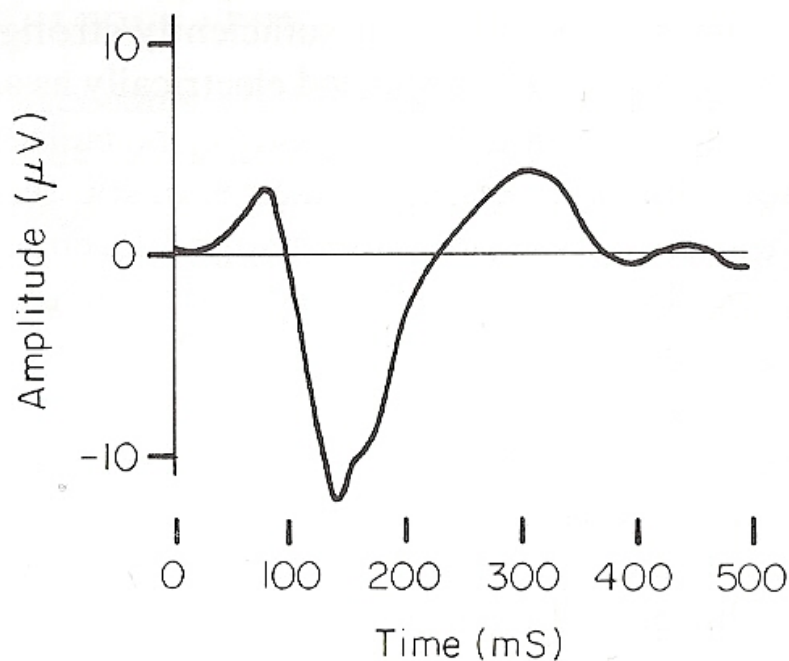
ΒΡΑΔΕΑ ΑΠΔ

- Υστέρηση κοντά στα 300 ms
- Περίπου δεκαπλάσιο πλάτος (10 μV)
- Απαιτούν μικρότερο ερέθισμα (μέχρι 10 dB)

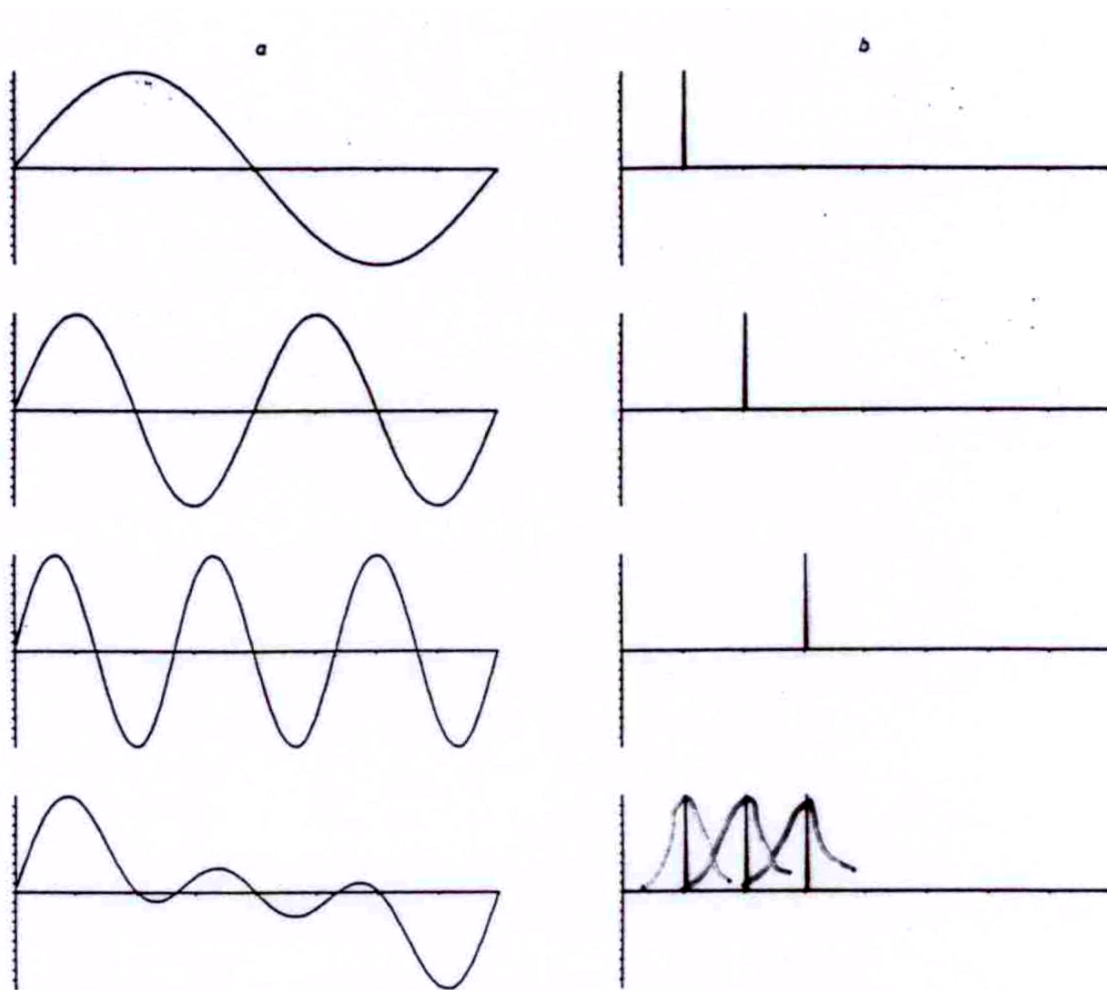
Πλάτος εξαρτάται από την αβεβαιότητα του εξεταζόμενου σχετικά με το ερέθισμα

(μικρότερο πλάτος αν ο εξεταζόμενος περιμένει ερέθισμα)

Προκαλείται από διεργασία αξιολόγησης και κατάταξης του ερεθίσματος.



ΑΝΑΛΥΣΗ ΣΗΜΑΤΩΝ

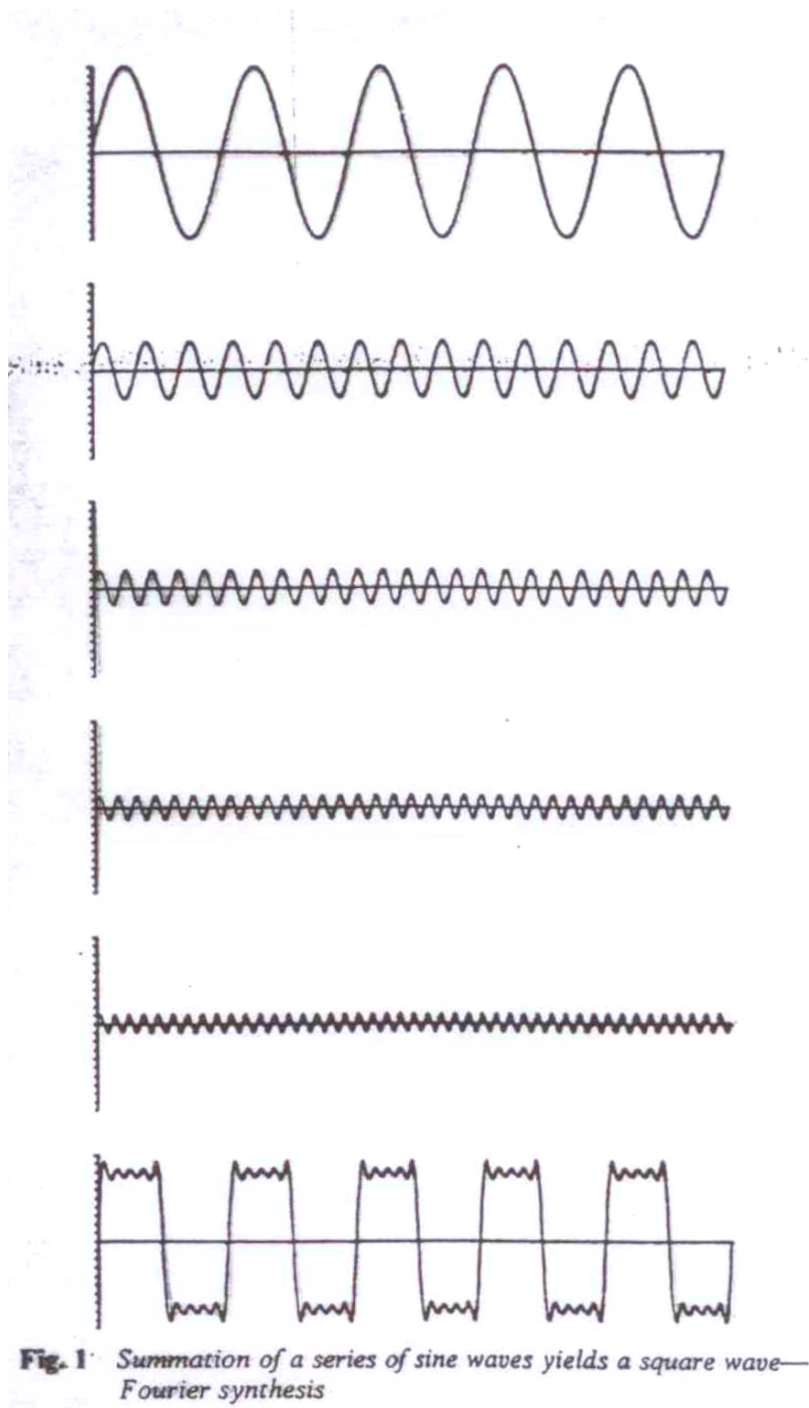


a) Three single-frequency sinusoids of 128 samples each and their summation. (b) The FFTs of each of the four time-domain recordings

ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ

Στο χώρο του χρόνου (time-domain)

Στο χώρο των συχνοτήτων (frequency domain)



ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΣΗΜΑΤΩΝ:

ΧΩΡΟΣ ΧΡΟΝΟΥ → ΧΩΡΟΣ ΣΥΧΝΟΤΗΤΩΝ →

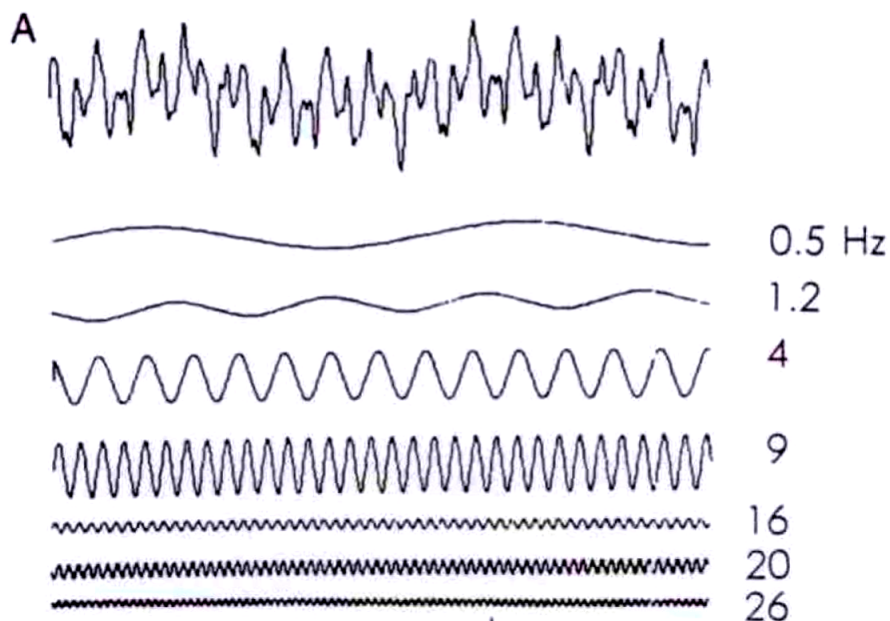
→ ΒΑΣΙΚΕΣ ΣΥΧΝΟΤΗΤΕΣ → ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ

ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ FOURIER

$$f(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} F(f) e^{i2\pi ft} df$$

$$F(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{-i2\pi ft} dt$$

Το σήμα **A** προκύπτει από σύνθεση των παρακάτω ημιτονοειδών συναρτήσεων.



Στο σχήμα **B** φαίνεται το φάσμα του σήματος **A**

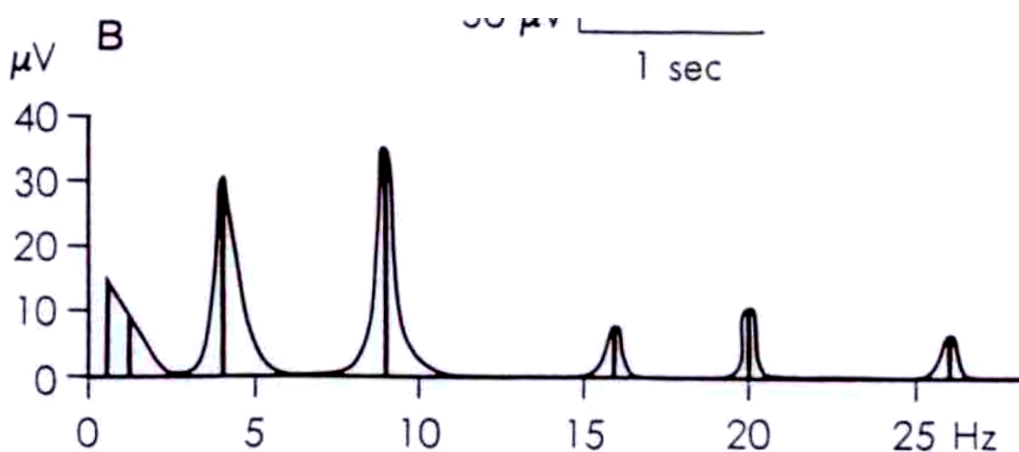


FIG. 3. Fourier theorem and spectral representation. **A:** EEG-like waveform and its sinusoidal components. The upper tracing results from adding all sinusoidal waveforms below. Fourier transformation yields amplitude, frequency, and phase of the sinusoidal components. **B:** Amplitude spectrum of the waveform in **A**. Vertical bars represent the presence and amplitude of each component making up the waveform. The smooth curve is the usual representation of the spectrum. Smoothing is performed because there is some uncertainty in the exact determination of each frequency.

ΨΗΦΙΟΠΟΙΗΣΗ ΣΗΜΑΤΟΣ – ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΨΙΑΣ

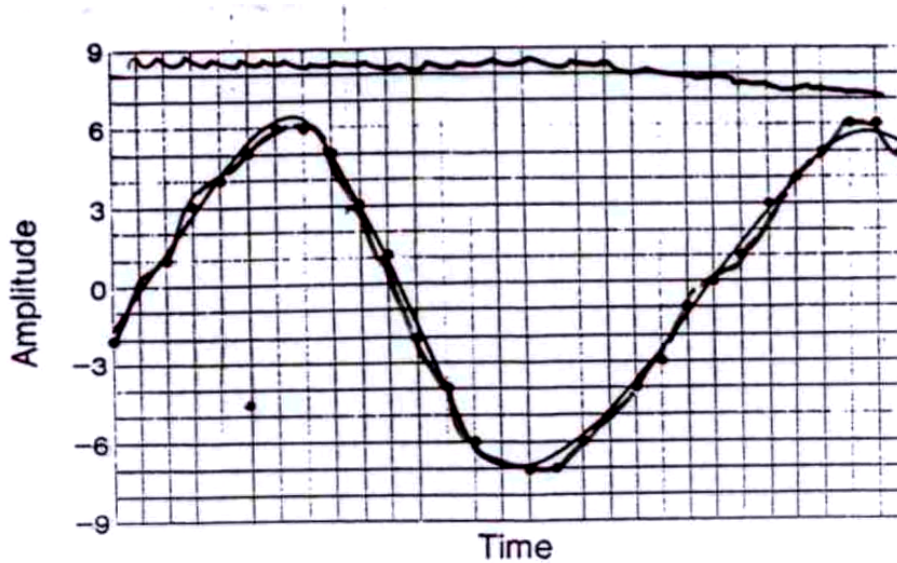


FIG. 1. Digitizing the continuous analog EEG waveform is performed by sampling voltage at regular time intervals; each sample has a discrete value for amplitude. The digitized points approximate the original waveform. If digitizing is performed at close enough time intervals, comparable to the highest frequencies in the signal and with small enough amplitude steps compared to the noise in the signal, then no information is lost in the transformation.

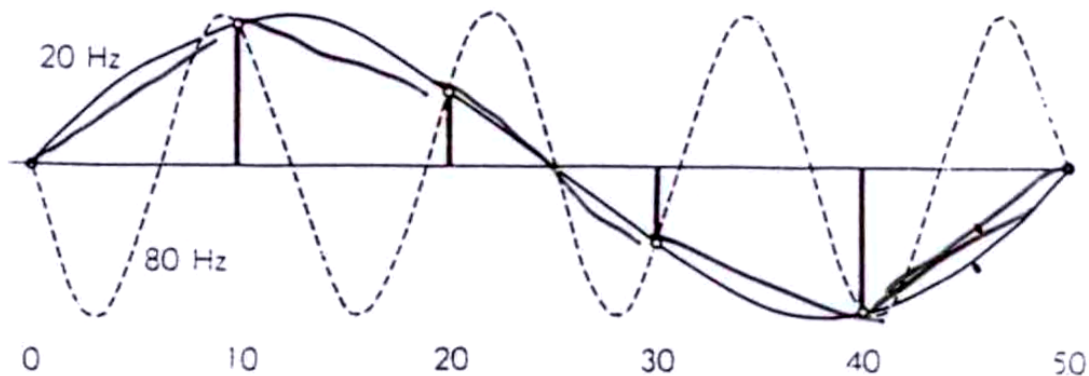


FIG. 2. Digitizing an EEG signal at a frequency that is too low (i.e., using time intervals that are too long) compared to the highest frequencies contained in the signal results in aliasing. Here, digitizing is performed at 10-msec intervals (at times 0, 10, 20, . . .), which corresponds to a sampling rate of 100 Hz. According to the Nyquist theorem, only frequencies up to 50 Hz can be represented correctly; this is the case for the 20-Hz waveform (*solid line*). The 80-Hz waveform (*dashed line*), will be indistinguishable from the 20-Hz waveform after digitizing because it occupies the same sample points. Thus, it will appear under the 20-Hz "alias."

Θεώρημα Nyquist: $f_{\text{sampling}} \geq 2f_{\text{max}}$

Χαρακτηριστικά ενδιαφέροντος

- Πλάτος (amplitude)
- Υστέρηση (latency)
- Φασματικό περιεχόμενο
- Είδη θορύβου
- Παρεμβολές

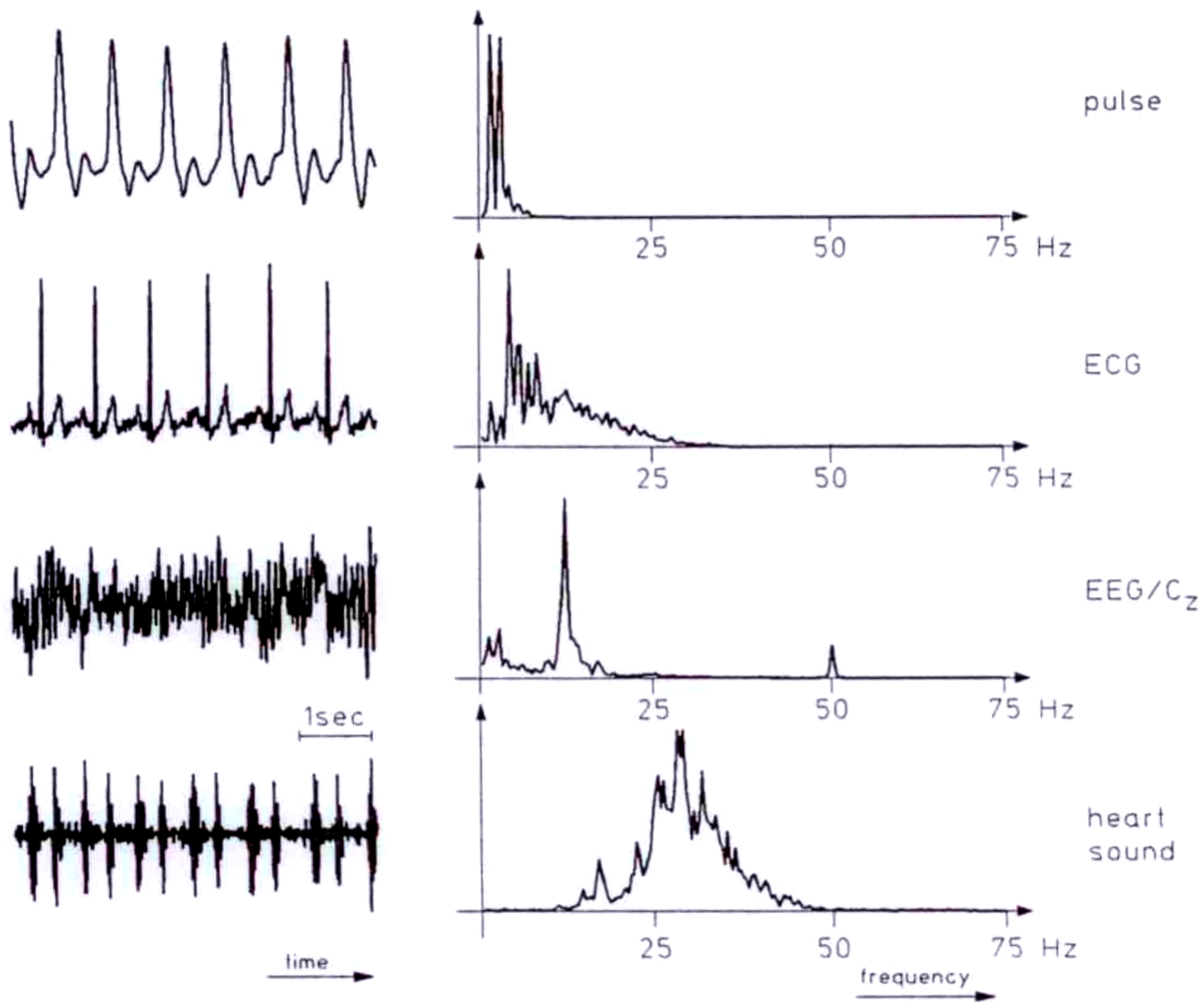


Fig. 20. Several biosignals (left) and their periodograms (right) showing the spectral composition of these signals. The pulse signal (top trace) is a very low frequency signal with two dominant spectral components which can also be recognized in the time sequence. An unwanted but nice effect can be seen in the EEG spectrum (derivation C_z) which contains a lot of energy in the alpha band but also a power interference component at 50 Hz (recordings from a European lab) not visible in the original signal. The heart sound (bottom trace), however, represents a broad band signal of medium frequency.

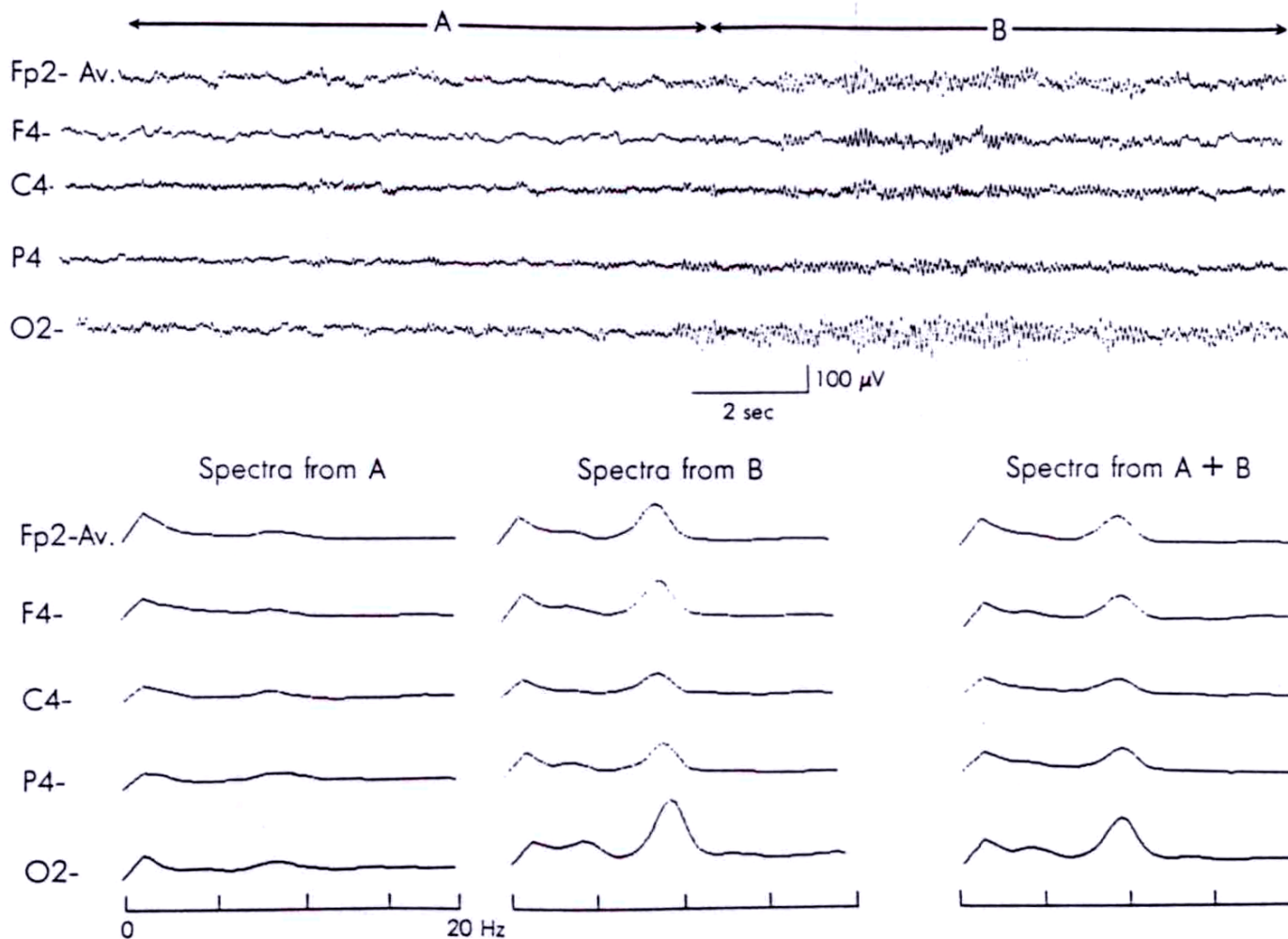
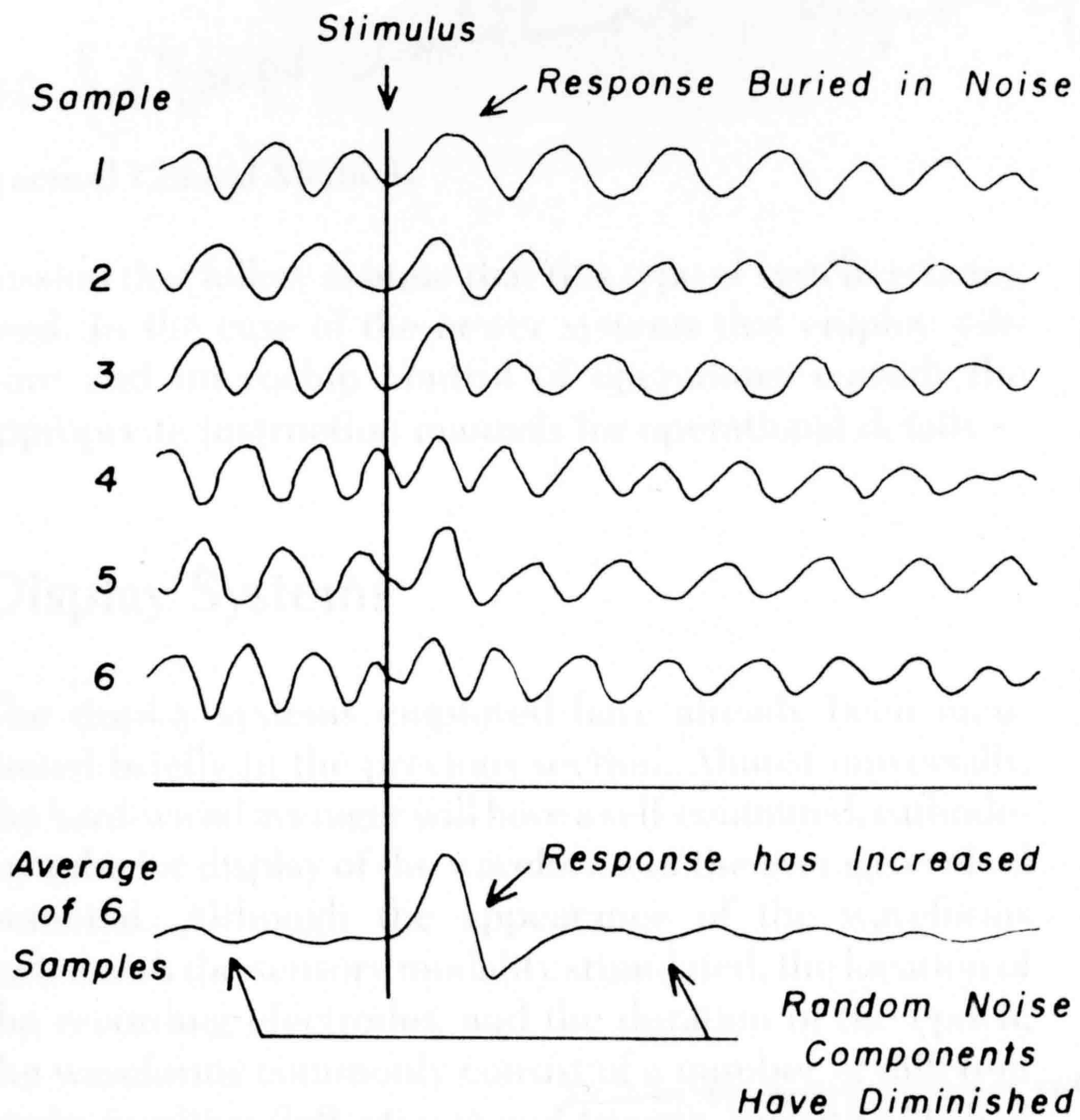


FIG. 5. Frequency spectra should be computed for "stationary" (unchanging) EEG sections. Sections A and B are each stationary but differ, with A showing little alpha activity and B showing abundant alpha activity. It is legitimate to compute spectra from each section, but the spectrum from A + B is not a faithful representation of the EEG, since the same spectrum could have been obtained from a stationary EEG with a moderate abundance of alpha activity.

ΠΡΟΚΛΗΤΑ ΔΥΝΑΜΙΚΑ – Μεσοστάθμιση (averaging)



NUMBER OF AVERAGES

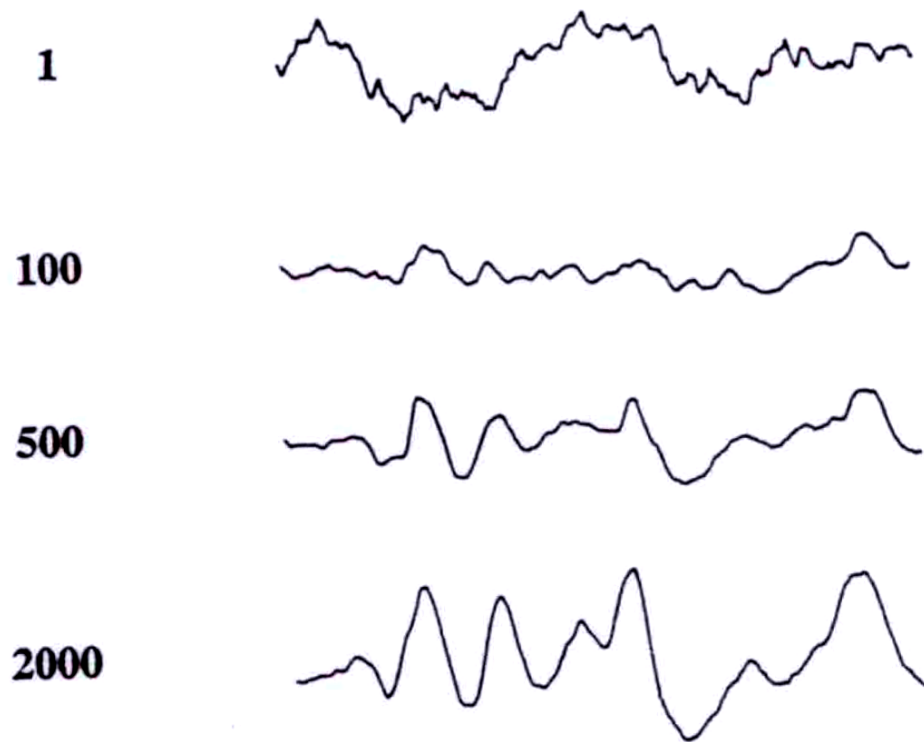


FIG. 24. Record of brainstem auditory evoked potential with 1, 100, 500, and 2,000 signal averages. As number of averages is increased, the resolution of the normal waveform increases. Time displayed is 10 msec. Gain of first tracing is half that of the lower three tracings, to prevent saturation of amplifier by noise.

ΧΡΗΣΗ ΦΙΛΤΡΩΝ

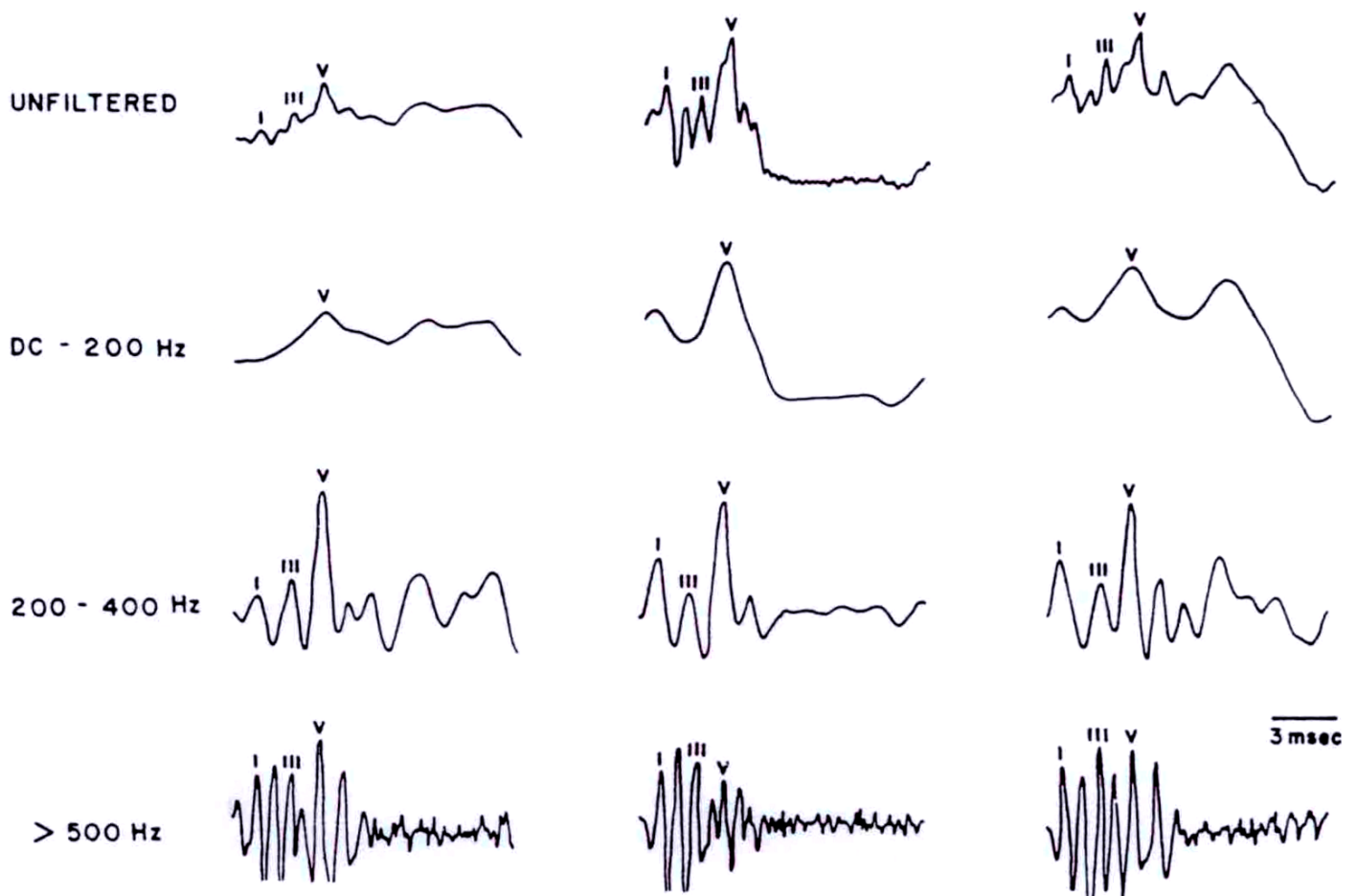


FIG. 10. Digital filtering of brainstem auditory EPs. Each column represents data from one subject. The lower two rows of EPs show higher amplification than the upper two. The different filters make some peaks more apparent than others. Using an FIR filter eliminates signal distortion. (From ref. 69.)

ΧΡΗΣΗ ΦΙΛΤΡΩΝ

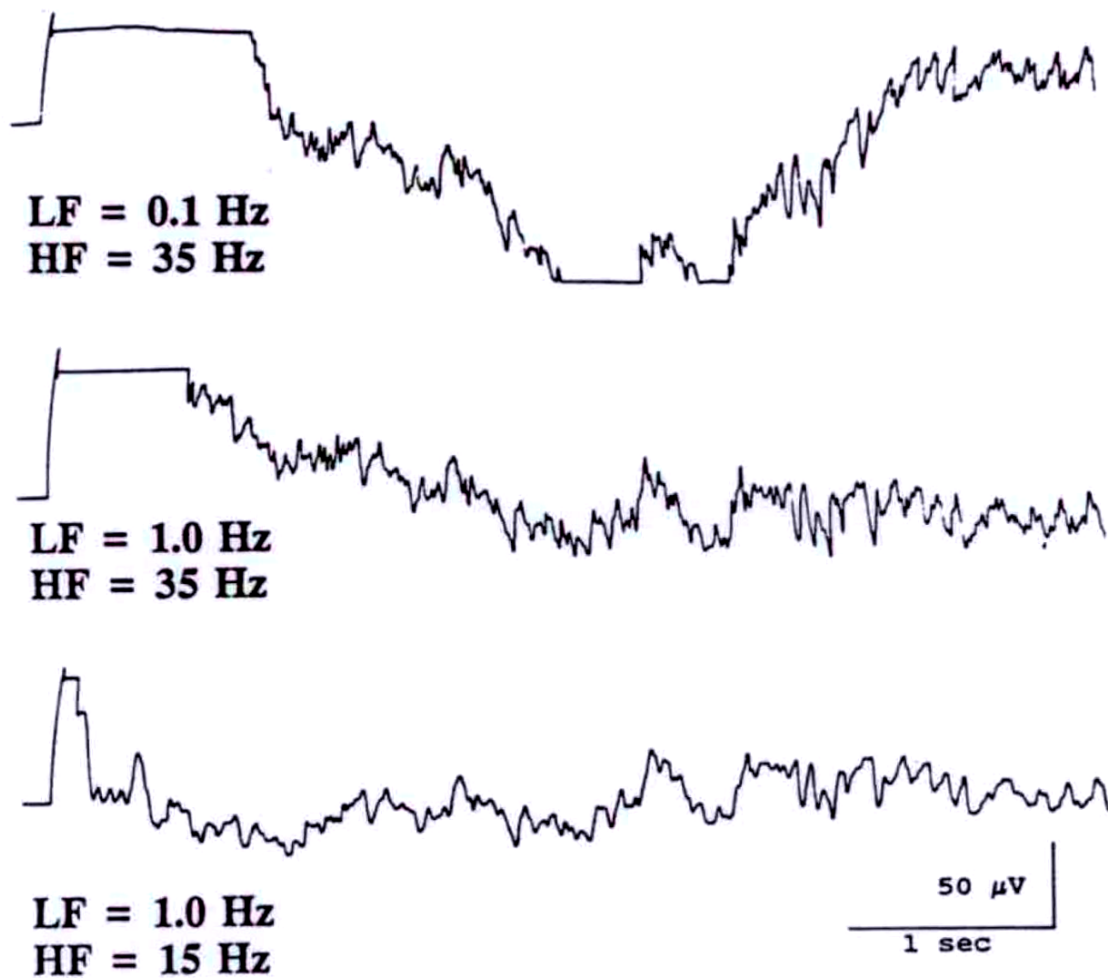


FIG. 21. Effects of different low and high filter cutoff frequencies on a noisy EEG tracing. Note enhanced readability at the price of lost detail in the most severely filtered tracing at bottom. (Data reproduced from an ambulatory cassette EEG monitor played back to paper output.)