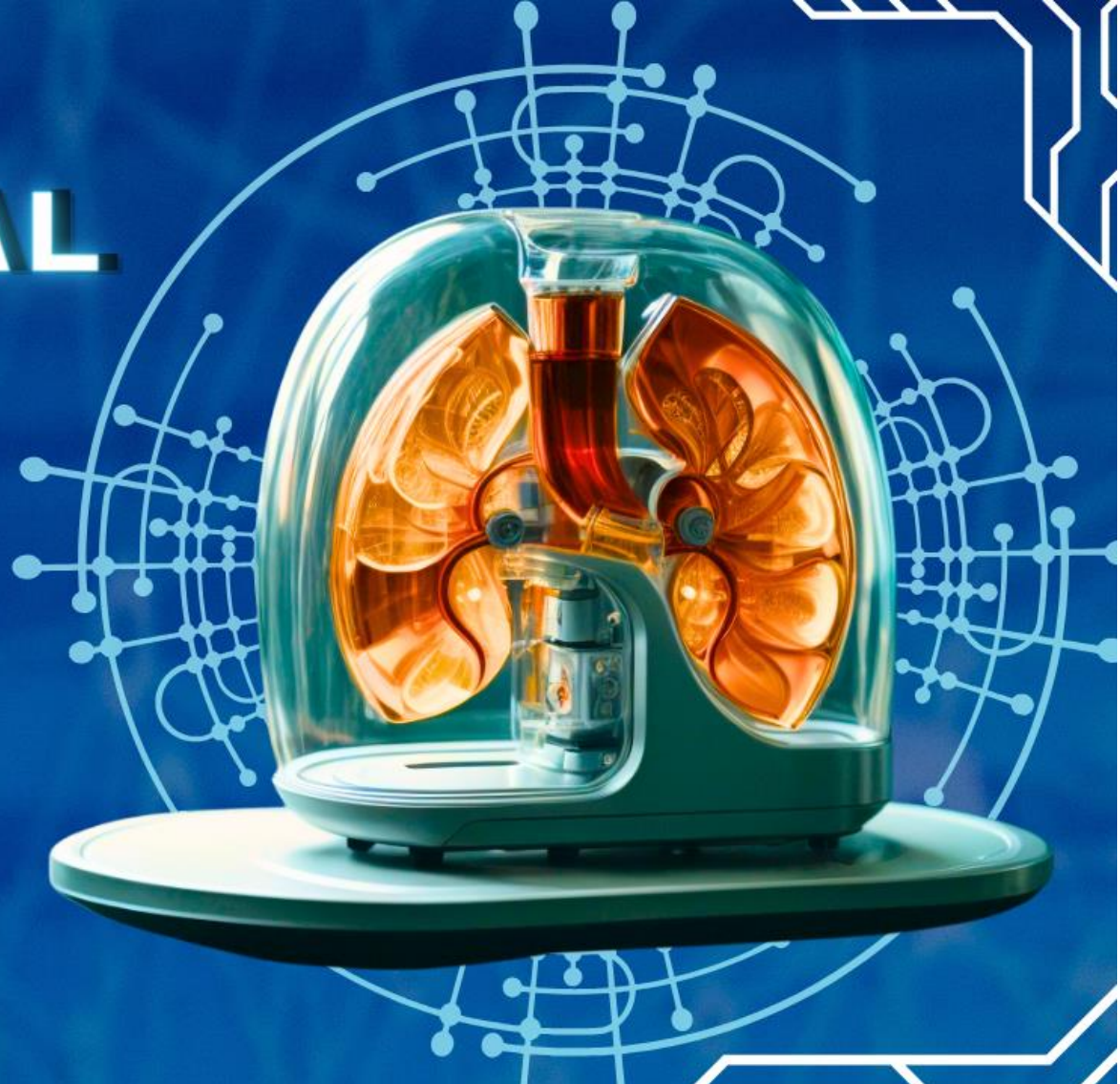


Artificial Kidney

**ARTIFICIAL
KIDNEY :**

**A Light at
the End of
the Dialysis
Tunnel**

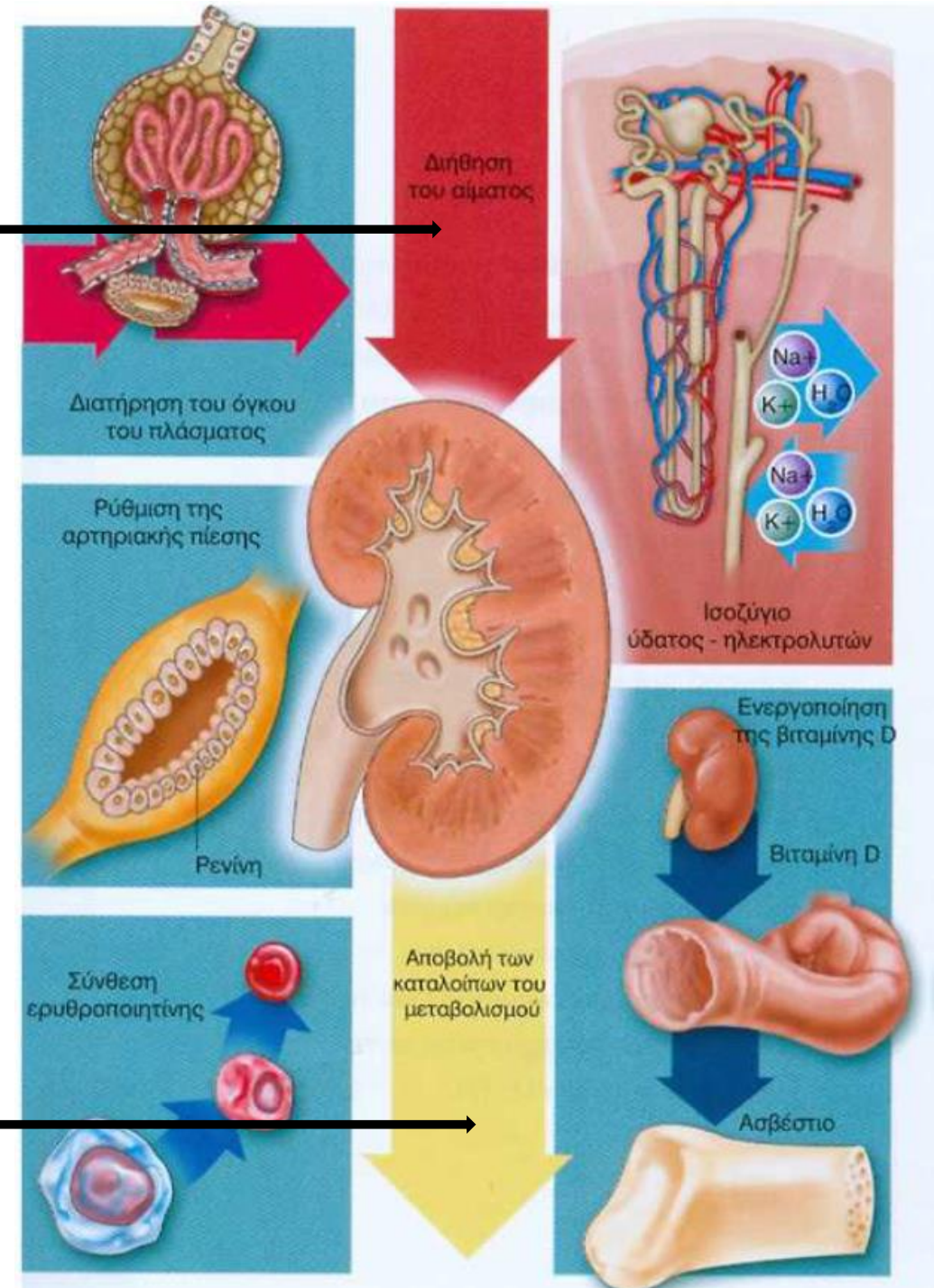


functions of the Kidneys

blood filtration

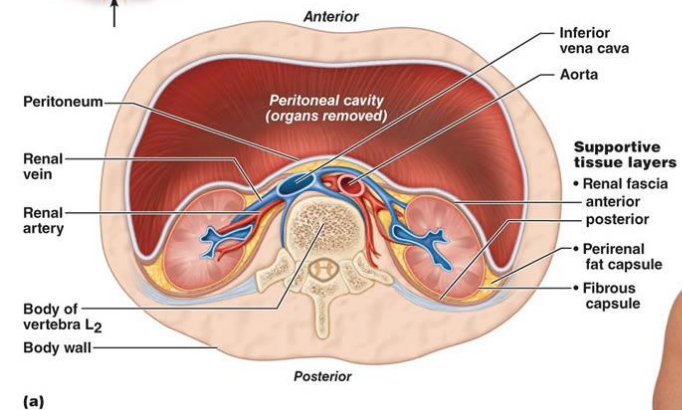
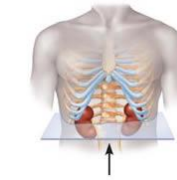
- They remove waste products from the body
- Drugs are removed from the body
- Balance of body fluids
- Release of hormones that regulate blood pressure
- Produces an active form of vitamin D essential for strong, healthy bones
- They control the production of red blood cells

elimination of
metabolic waste

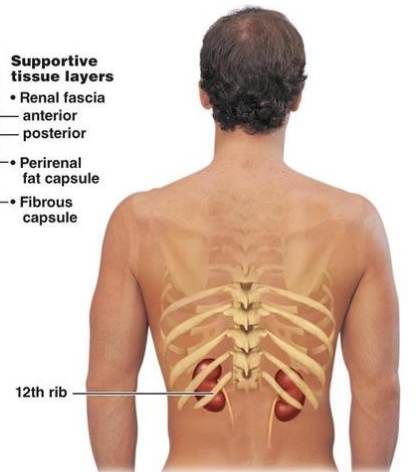


Where are the kidneys and how do they work?

- There are two kidneys, each about the size of a fist, located on each side of the spine at the lowest level of the ribcage. Each kidney contains up to one million functional units called nephrons. Each nephron consists of a filtering unit of tiny blood vessels called a glomerulus and is connected by a tubule.
- When blood enters the glomerulus, it is filtered and the remaining fluid then passes along the tubule. Inside the ureter, chemicals and water are either added to or removed from the filtrate according to the body's needs, and the end product is excreted in the urine.
- The kidneys perform the above function necessary to maintain life by filtering approximately 200 liters of fluid every 24 hours. About two liters are removed from the body in the form of urine, and about 198 are reabsorbed. The urine excreted is stored in the bladder for 1 to 8 hours.



(a)



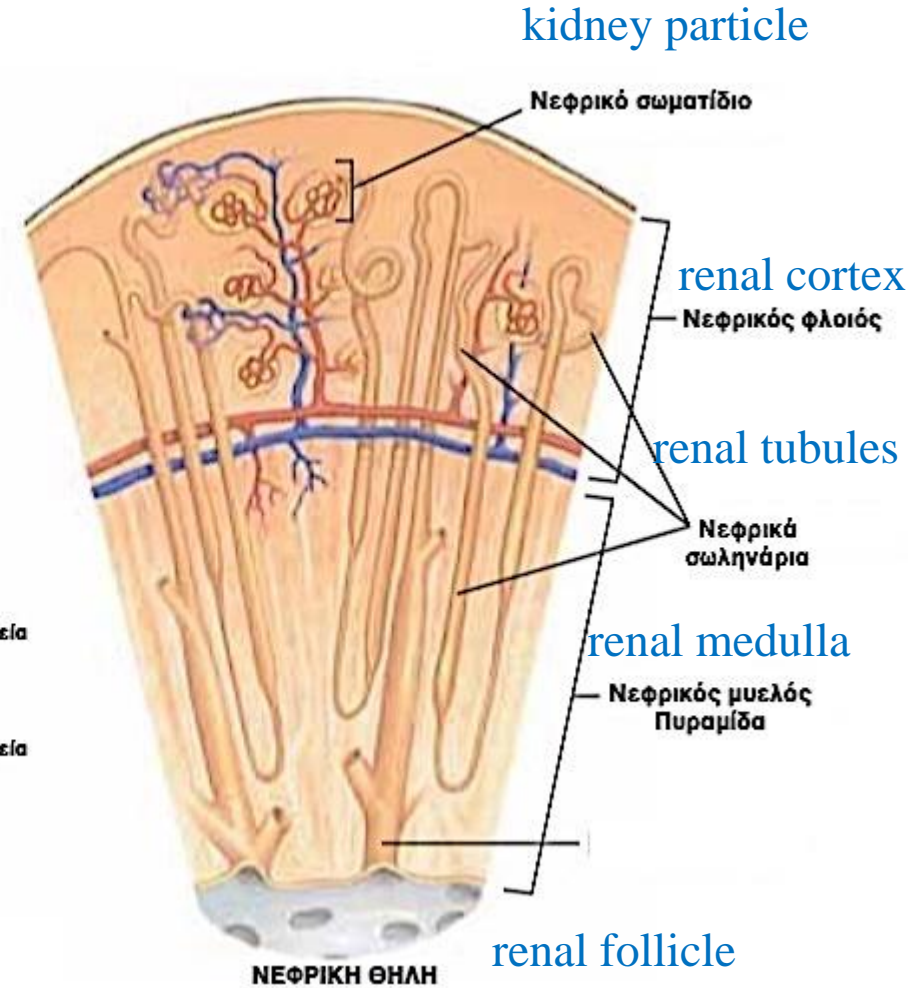
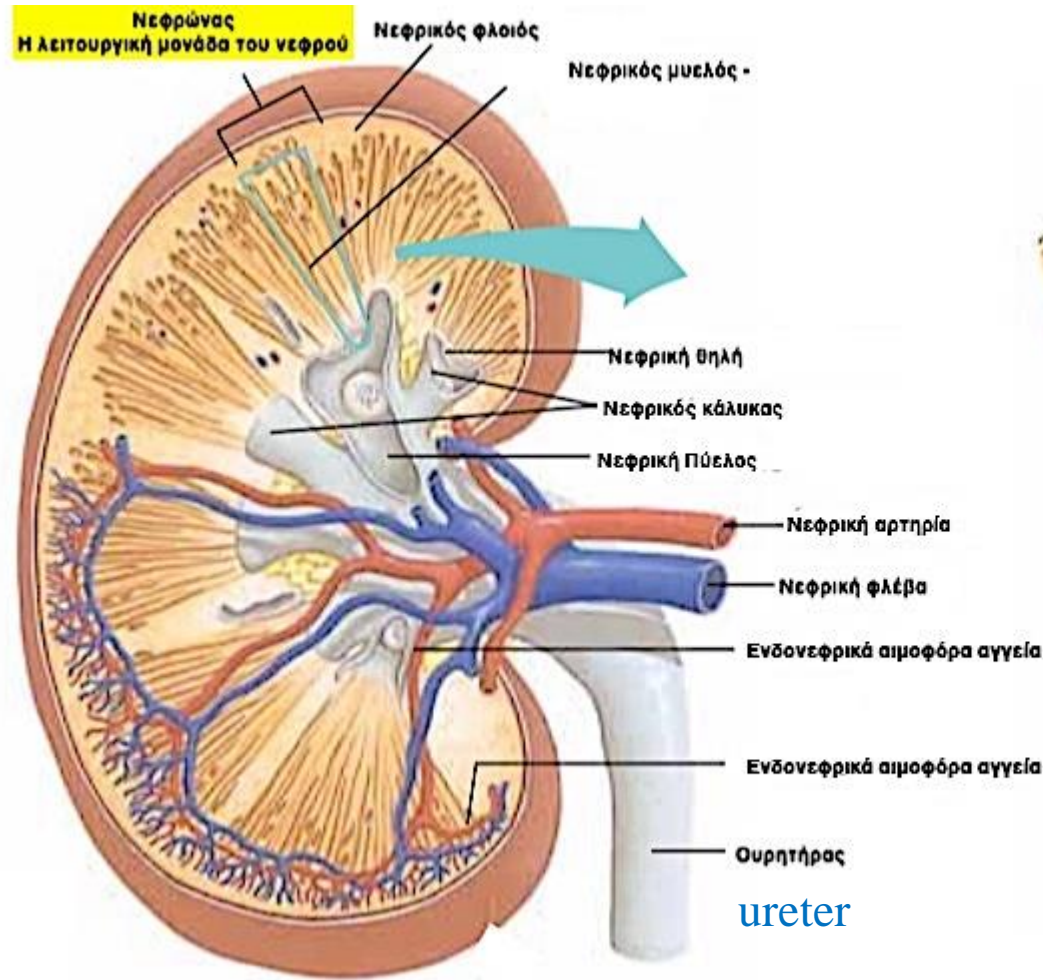
(b)

what is a nephron

nephron, the functional unit of the kidney

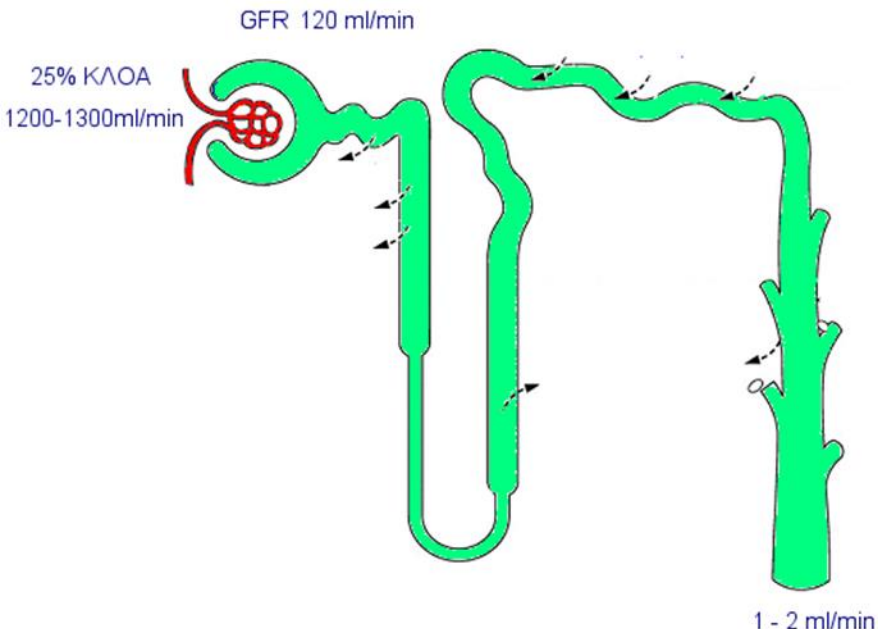
The nephron is the microscopic functional unit of the kidney. It consists of the main filter and the system of microscopic tubes that selectively keep the blood components necessary for the body and expel only those substances that harm the kidney and the person.

There are 1.2×10^6 nephrons/kidney or 1.5m^2 filtration surface/kidney about 1/5 blood volume /cardiac cycle or $1/5 \times 90\text{ml/c} = 18\text{ml/c}$ $\times 70\text{c/min} = 1260$ to 1300 ml/min

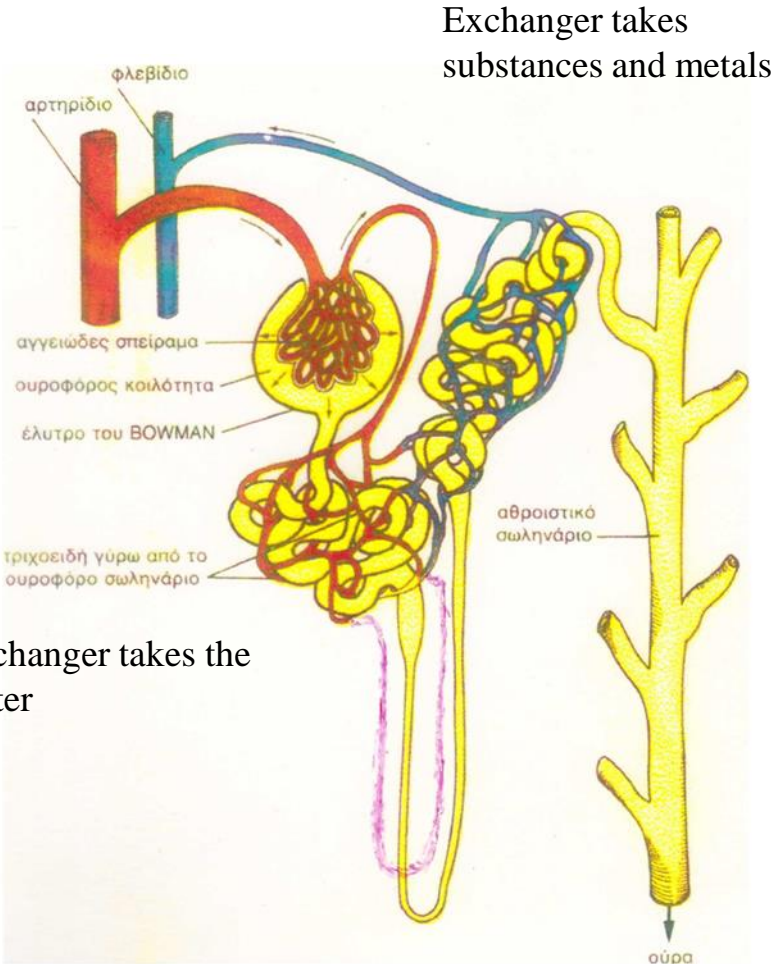


The renal blood supply
(Renal blood flow, RBF)
 constitutes about 25% of cardiac output (= 1,300 mL/min)

Renal plasma supply
(Renal plasma flow, RPF)
 amounts to 715 mL/min (with Ht = 45%).



nephron



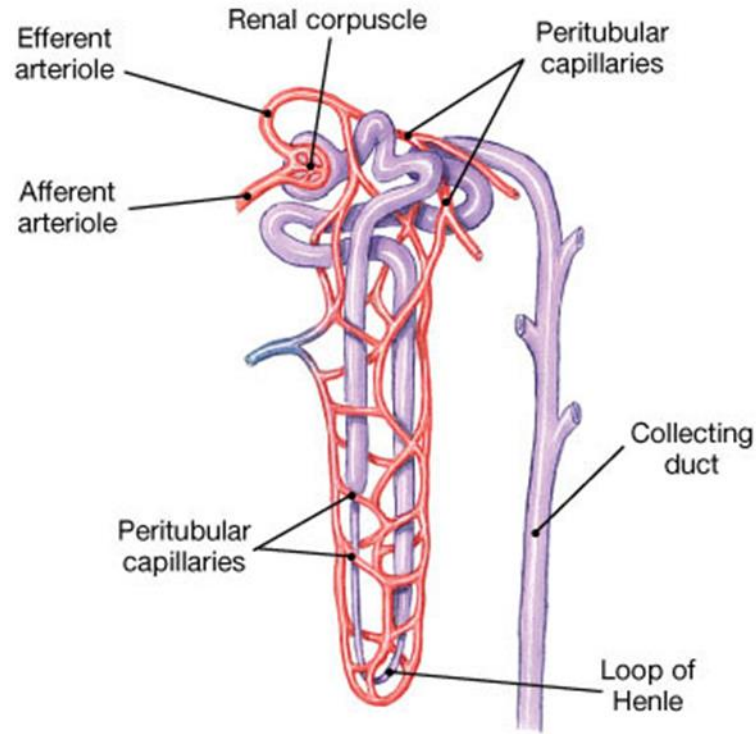
Nephron (renal corpuscle and ureter)

Renal corpuscle:
 glomerulus,
 Bowman's capsule

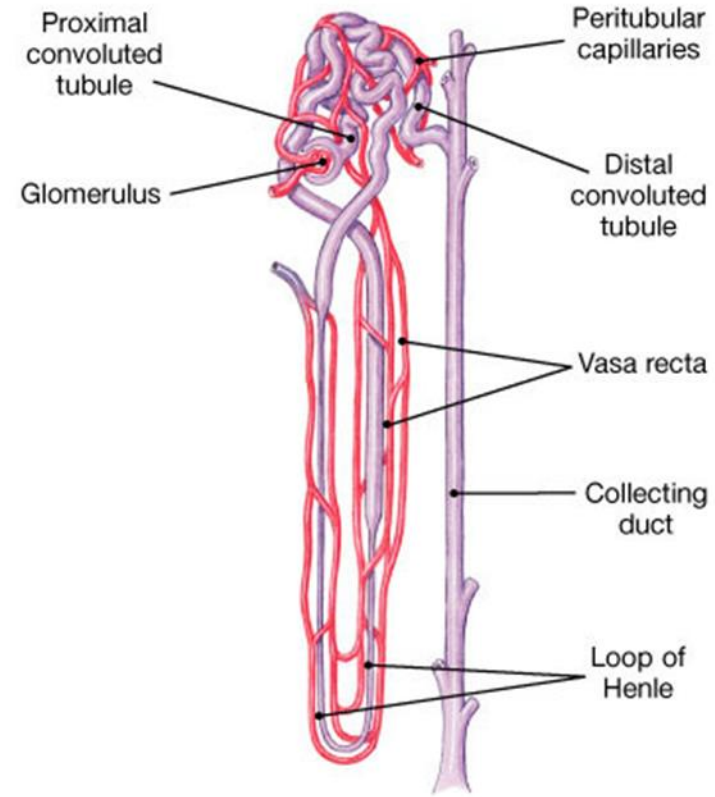
Urinary Tube:
 Proximal convoluted tubule,
 Loop of Henle,
 distal convoluted tubule,
 Collecting tube

Nephron types

Έλεγχος της
σύστασης του
π'ρουρου

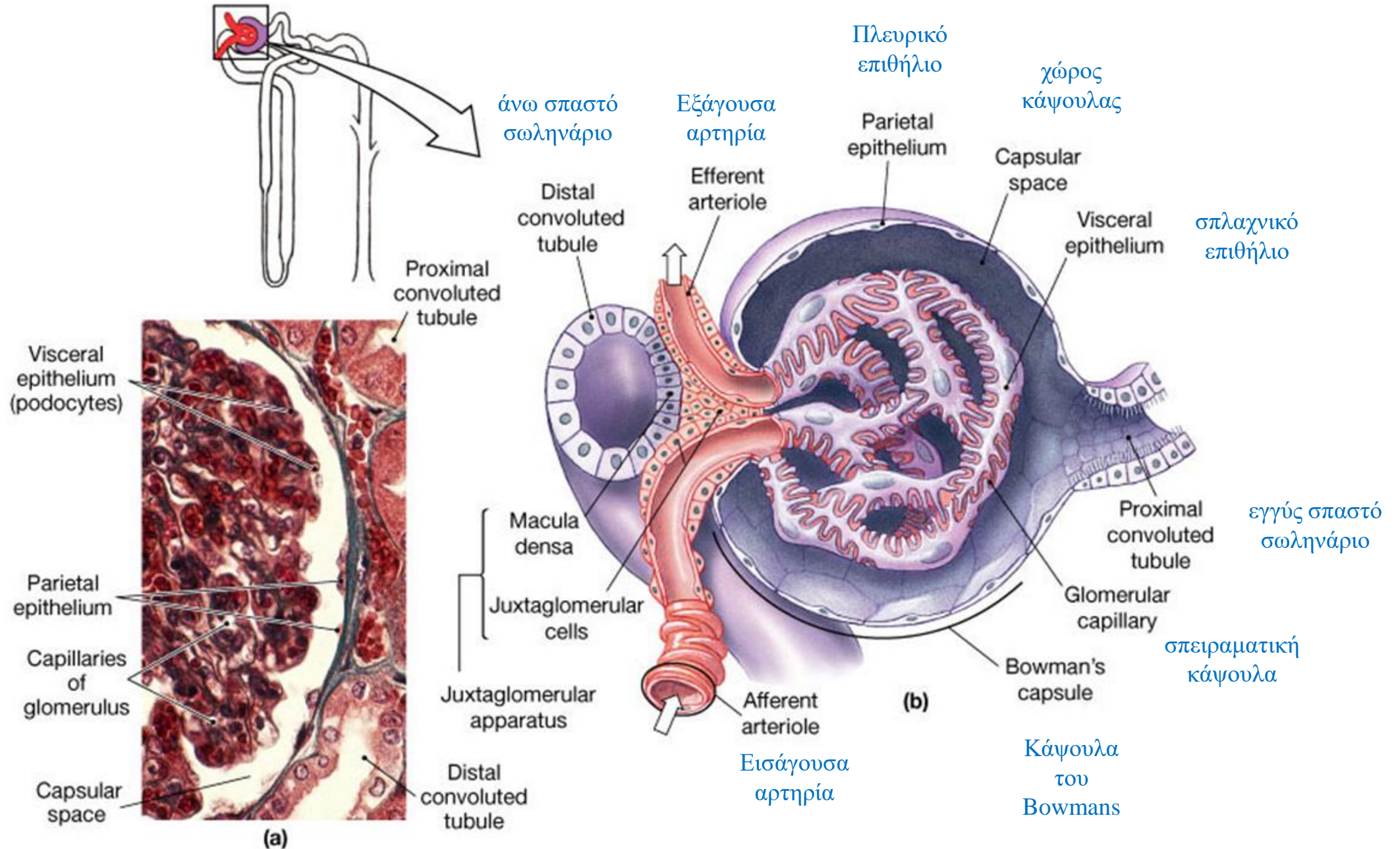


(b) Cortical nephron



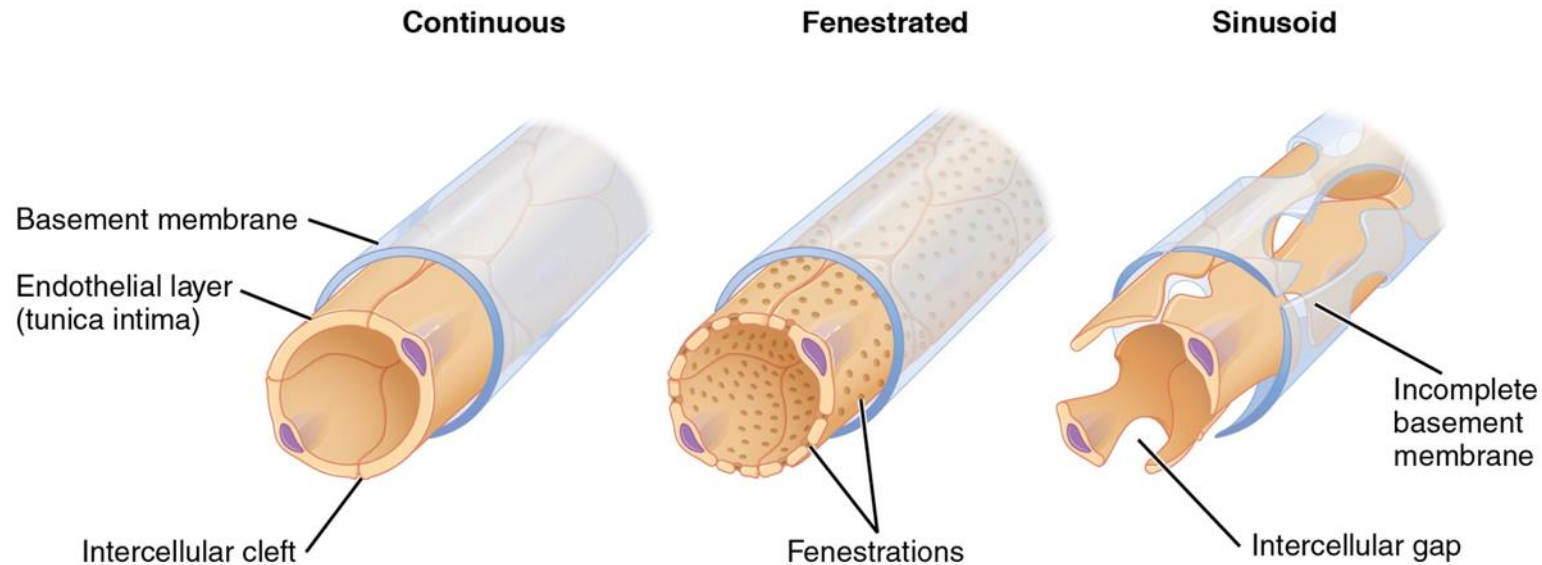
(c) Juxtamedullary nephron

Juxtaglomerular apparatus



Vessels and endothelial linings

Αγγεία και ενδοθηλιακοί χιτώνες



Fully insulated,
nothing gets
through (classic
vessel)

Καθολικά μονωμένο,
δεν περνά τίποτα
(κλασσικό αγγείο)

Μικροί πόροι -
Περνά όλο το
πλάσμα (νεφρό)

Small pores -
Passes all
plasma (kidney)

Περνά όλο το αίμα
(ήπαρ)

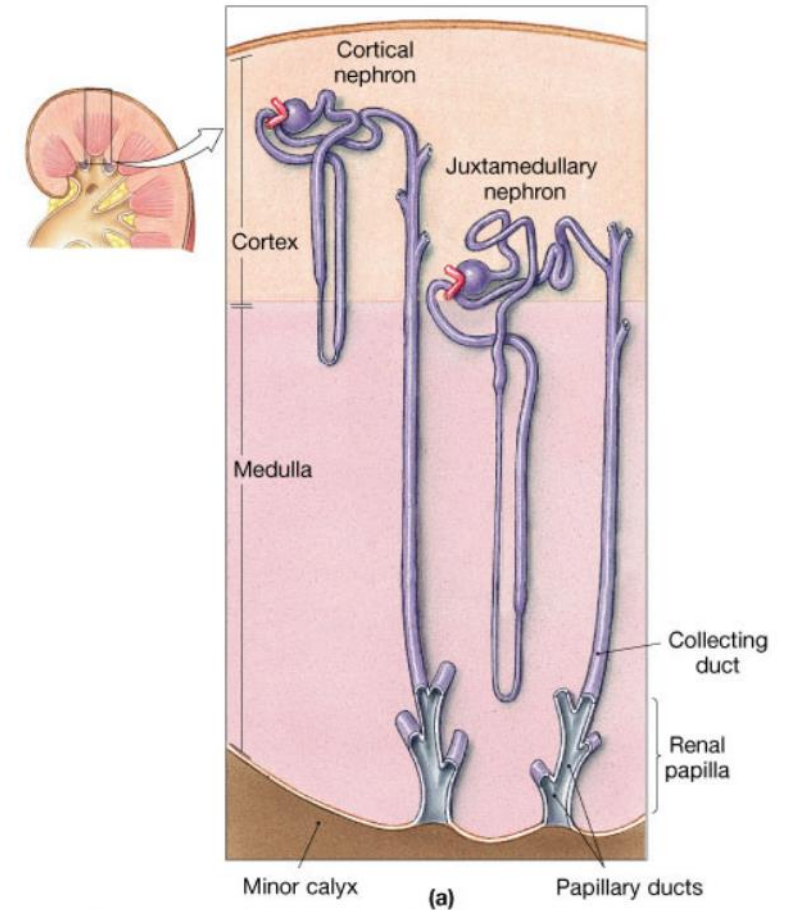
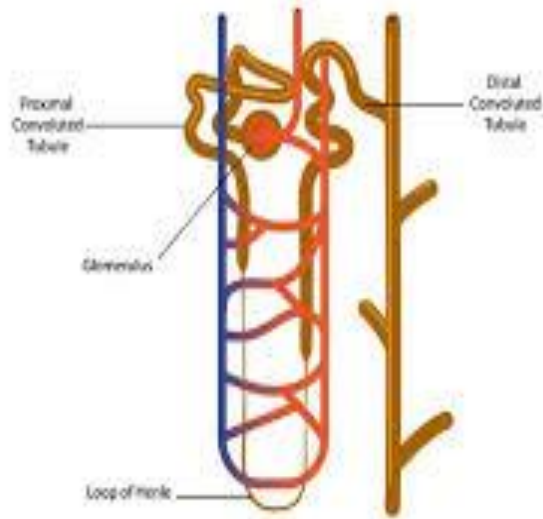
All the blood
goes through
(liver)

Φουρκέτα Henle

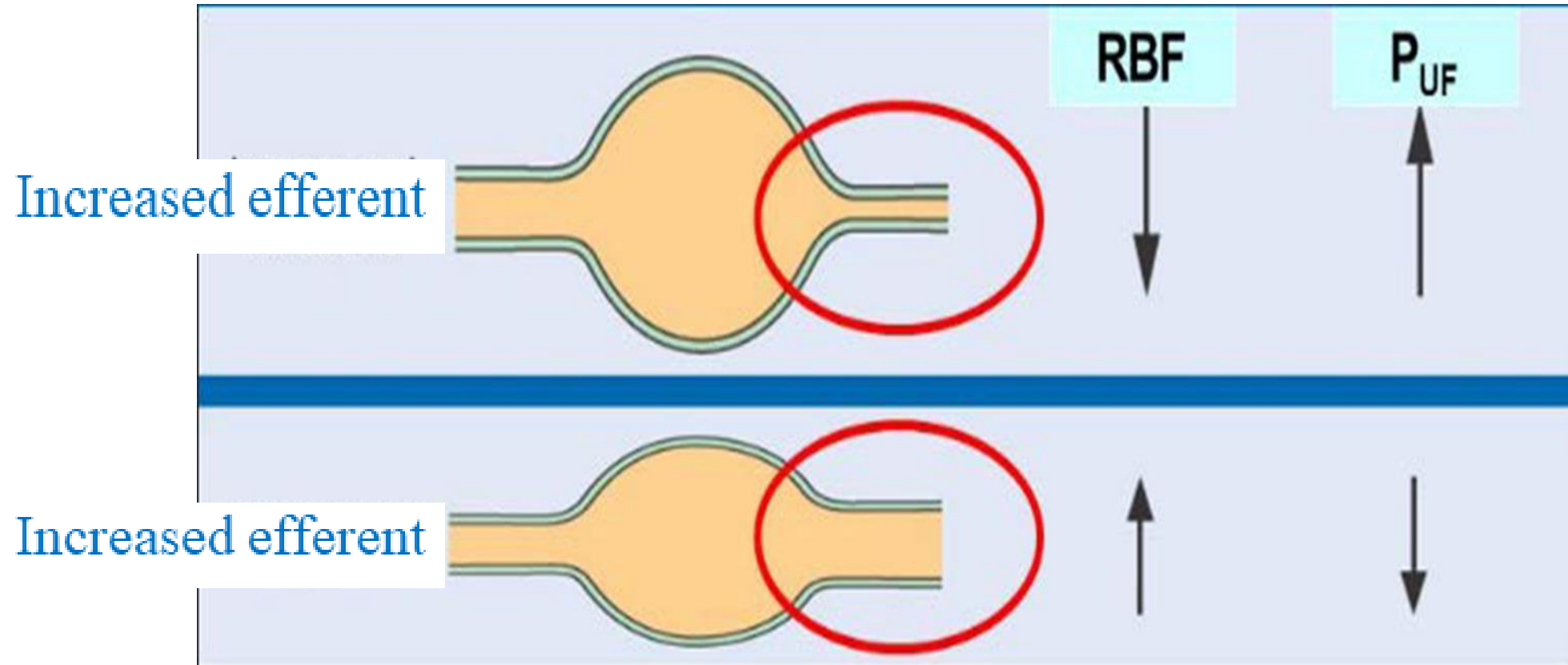
Loop of Henle

Η αγκύλη του Henle αποτελείται από ένα λεπτό κατιόν και ένα παχύ ανιόν σκέλος που πορεύονται παράλληλα. Στις μακριές αγκύλες (από τους παραμυελώδεις νεφρώνες) διακρίνεται και ένα λεπτό ανιόν σκέλος στη μυελώδη πλευρά του ανιόντος. Τα δύο σκέλη της αγκύλης έχουν εκτός από μορφολογικές και λειτουργικές διαφορές. Έτσι το κατιόν είναι αδιαπέραστο σε ιόντα και διαπερατό στο νερό ενώ το αντίθετο συμβαίνει στο ανιόν. Οι διαφορές αυτές σε συνδυασμό με την παράλληλη πορεία τους έχουν κριτική σημασία στη λειτουργία των πολλαπλασιαστικών παλίνδρομων ρευμάτων που συμμετέχουν στη διαδικασία συμπύκνωσης και αραίωσης των ούρων.

The loop of Henle consists of a thin descending limb and a thick ascending limb that run in parallel. In the long prongs (from the paramedullary nephrons) a thin ascending branch can be seen on the medullary side of the anion. The two legs of the bracket have morphological and functional differences. Thus the cation is impermeable to ions and permeable to water while the opposite happens to the anion. These differences combined with their parallel course are of critical importance in the functioning of the multiplicative reflux currents involved in the process of concentrating and diluting urine.

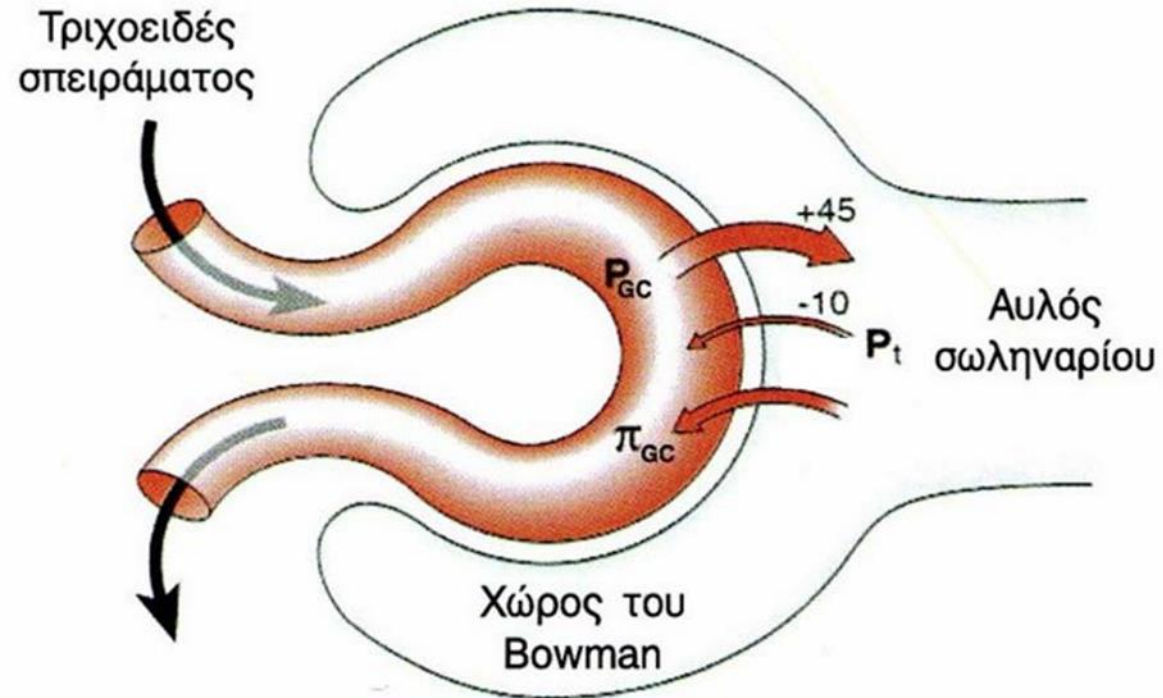


Change in flow resistance



forces contributing to filtration

ΔΥΝΑΜΕΙΣ ΠΟΥ ΣΥΜΒΑΛΛΟΥΝ ΣΤΗ ΔΙΗΘΗΣΗ



P_{uf} : ultra filtration

$$P_{uf} = P_{GC} - P_t - \pi_{GC}$$

P_{GC} : Blood Pressure

P_t : pressure due to shape

π_{GC} : osmotic pressure

Renal Blood Flow, Renal Plasma Flow

οδηγούσα Δύναμη: $P_C - (\pi^c + P_B)$
 $70 \quad 32 \quad 14 = 24 \text{ mmHg}$
 $U = P.A. = K [P_C - (\pi^c + P_B)]$ $K = \text{συντελ. Υδρωμ. Διήθηρ.}$

Νεφρική παροχή αίματος (RBF)

Renal blood supply

Νεφρ. παροχή πλάσματος (RPF)

Renal plasma supply

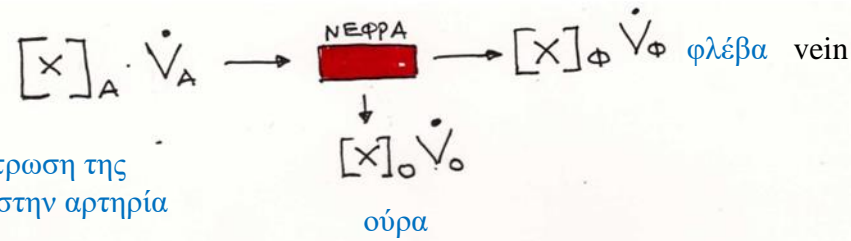
$$RBF(1-Ht) = RPF$$

Ht=hematocrit

$RPF = [\dot{V}]$ για ουσία που δεν
μεταβολίζεται, παράγεται ή
αποθηκεύεται

for a substance that is neither
produced nor metabolized

Plasma volume Ογκος πλάσματος kidneys



Concentration of the substance in the artery

Συγκέντρωση της ουσίας στην αρτηρία

$$\dot{V}_A [X]_A = \dot{V}_Φ [X]_Φ + \dot{V}_ο [X]_ο$$

$$\dot{V}_A \{ [X]_A - [X]_Φ \} = \dot{V}_ο [X]_ο$$

mass balance

$$RPF \equiv \dot{V}_A = \dot{V}_ο [X]_ο / \{ [X]_A - [X]_Φ \}$$

$$RPF = RBF (1 - Ht) \text{ (Renal plasma flow)}$$

→ $GFR = \dot{V}_ο [X]_ο / [X]_A$ (Glomerular filtration rate)

$$\frac{P.A.S}{N.G.U} \frac{GFR}{RPF} = FF \text{ (filtration fraction)}$$

0,16 ~ 0,20

$$GRF = \dot{V}_A = \text{clearance}$$

Ποσοστό καθαρισμού ουσίας $[X_ο]$

Substance purification rate $[X_ο]$

Calculation of Clearance

Η ινουλίνη είναι ένας τύπος υδατανθράκων που το σώμα δεν μπορεί να αφομοιώσει στο στομάχι.

Plasma concentration data, [X] inulin = 0.1gr/100ml

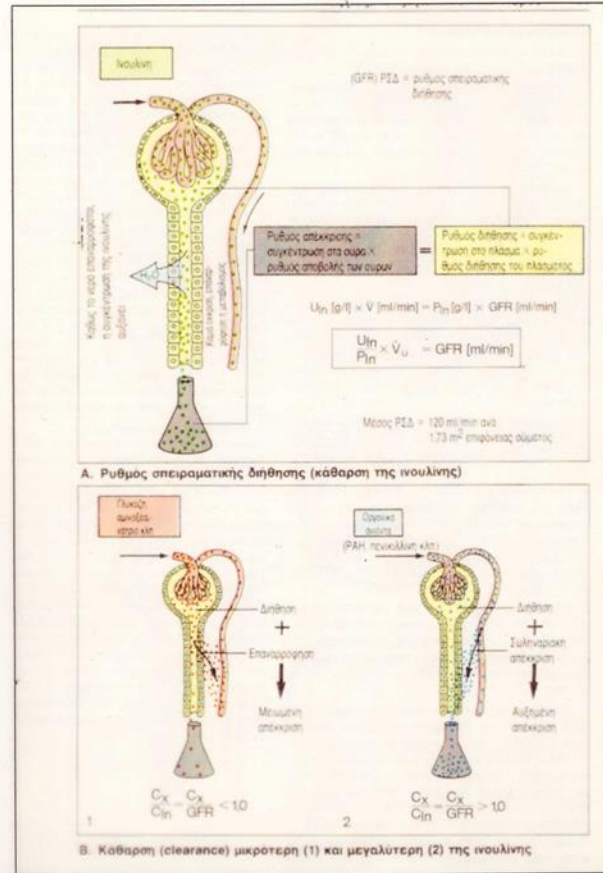
passes inulin in urine 0.125gr/min

Inulin is a type of carbohydrate that the body cannot digest in the stomach.

Clearance

$$\text{GFR} = V_o(\text{ml/min}) * [X]_o(\text{gr/ml}) / [X]_p(\text{gr/ml}) = 0,125/0,001 = 125\text{ml/min}$$

ΝΕΦΡΟΣ, ΙΣΟΖΥΓΙΟ NaCl ΚΑΙ ΝΕΡΟΥ



kidney, NaCl balance, and water

$$(P \cdot \Delta Z) \cdot [x]_A + \sum x = [x]_0 \cdot V_0$$

$\sum x = 0 \rightarrow$ ινουλίνη
 $> 0 \rightarrow$ PAH
 $< 0 \rightarrow$ γλυκόζη

Urine with different concentration of electrolytes Na, K

Αναπροσρόφηση H₂O

	H ₂ O %	Ούρα (lt/ημερα)	Συγκέντ. Ούρων (mosm/l)
Ισοτονικά	98.8	2.3	300
Βαζοπρεσσίνη	99.7	0.5	1400
Διαβήτης(insipidus)	88	23.3	30

Ούρα (lt/ημερα) X Συγκέντρωση Ούρων (mosm/l) = 700 mosm/ημερα

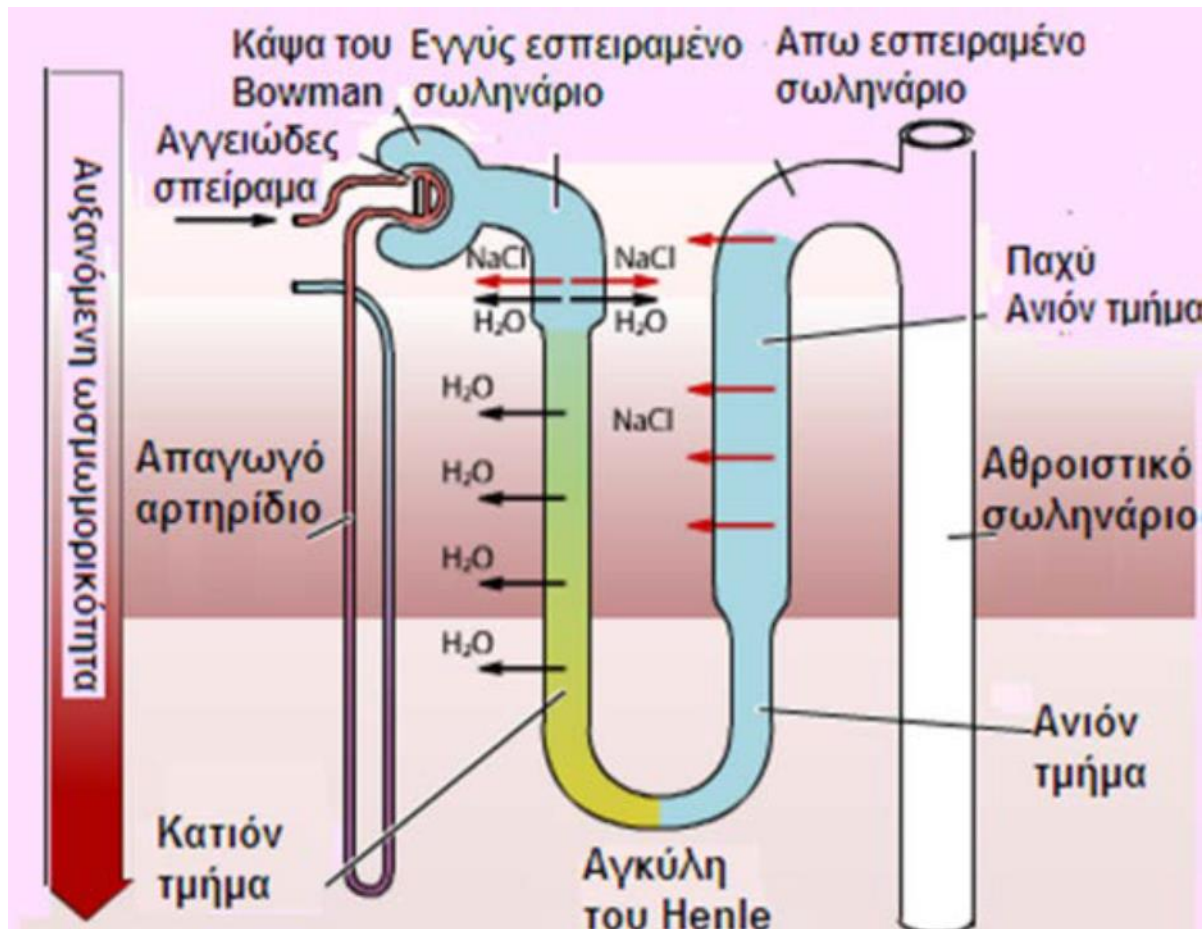
H₂O adsorption

Normal Function

Drug administration

Diabetes

increasing osmosis

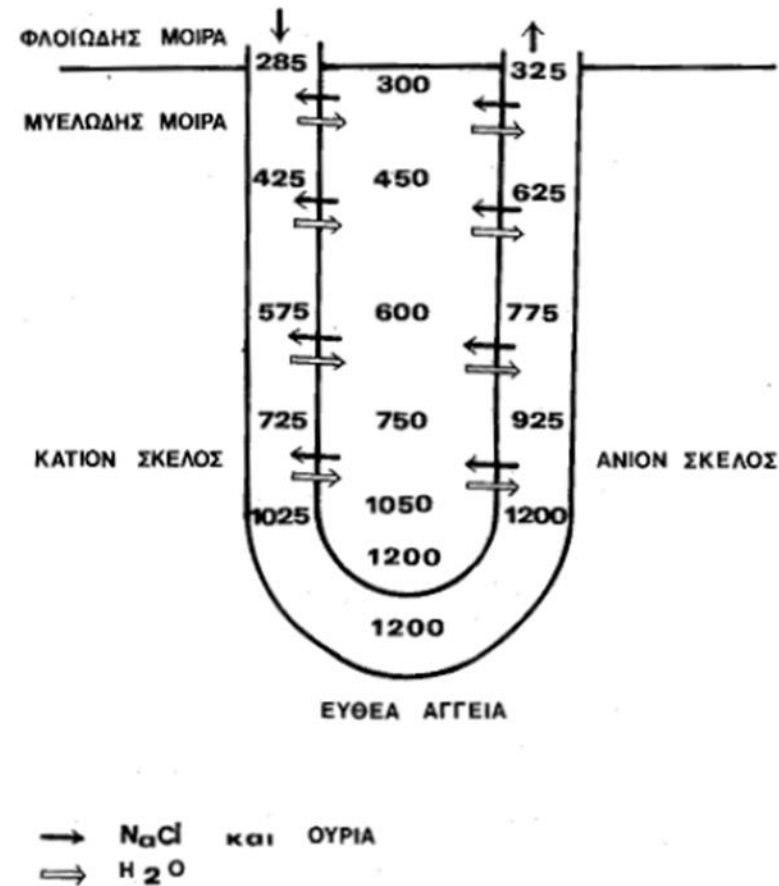
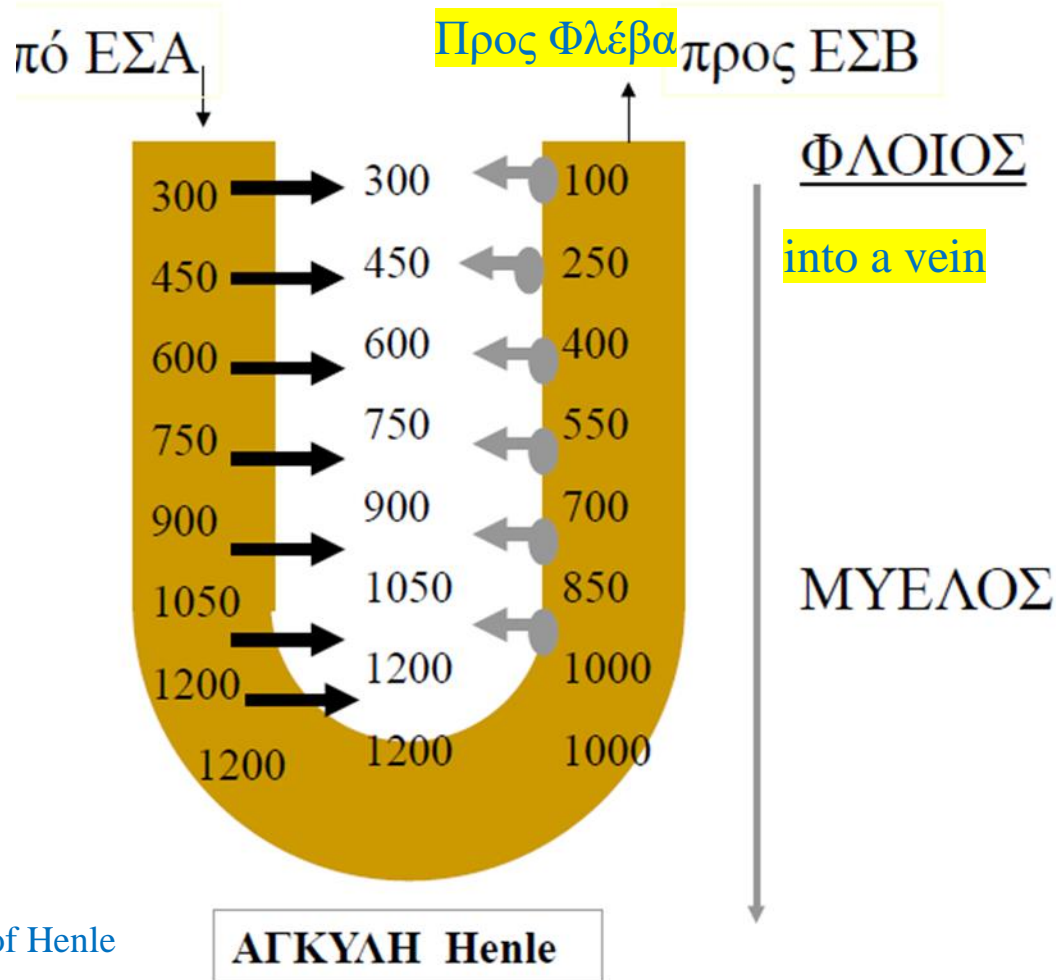


cation section

loop of Henle

upper part

ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΝΤΙΡΡΟΠΩΝ ΡΟΩΝ – ΕΥΘΕΑ ΑΓΓΕΙΑ



Basic kidney functions

1. Elimination of main (end) products of protein metabolism (urea, creatinine, uric acid, etc.)
2. Control - maintaining Na^+ , K^+ , pH and body fluid volume in a steady state.
3. Partial control of pressure and volume by production of the enzyme renin.
4. The secretion of erythropoietin to control the production of red blood cells.

Βασικές νεφρικές λειτουργίες

1. Αποβολή των κύριων (τελικών) προϊόντων του μεταβολισμού των πρωτεϊνών (ουρία, κρεατινίνη, ουρικό οξύ κ.λπ.)
2. Έλεγχος - διατήρηση Na^+ , K^+ , pH και όγκου σωματικών υγρών σε σταθερή κατάσταση.
3. Μερικός έλεγχος πίεσης και όγκου με παραγωγή του ενζύμου ρενίνη.
4. Η έκκριση ερυθροποιητίνης για τον έλεγχο της παραγωγής ερυθρών αιμοσφαιρίων.

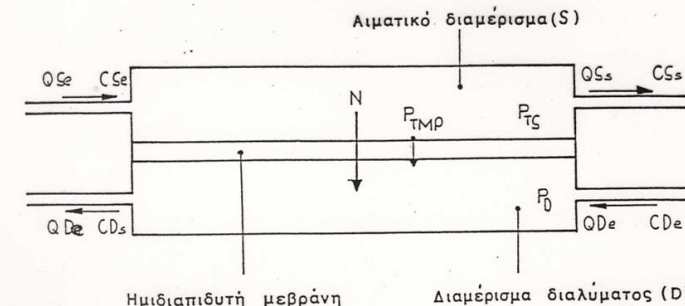
Artificial Kidney

First application A.K. by Kolff (1943)

Main characteristics:

1. Blood and cleansing fluid circulate on opposite sides of a semipermeable membrane.
2. Soluble substances of small Molecular Weight (not proteins and blood cells) are transferred from the blood to the cleansing liquid.
3. The rate of transport (filtration, diffusion) depends on Molecular Volume, temperature, concentration difference.
4. Cleaning fluid pressure < pressure in the blood compartment (infiltration and amount of H₂O).

- (α) διάχυση (Diffusion - Conduction)
- (β) υπερδιήθηση (Ultrafiltration - Convection)
- (γ) ώσμωση (Direct Osmosis)



Εικ. 6.63. Σχηματική παράσταση του T.N. Q_{Se}: ροή αίματος στην είσοδο του φίλτρου. C_{Se}: πυκνότητα μιας ουσίας στην είσοδο του φίλτρου (στο αίμα). Q_{Ss}: ροή αίματος στην έξοδο του φίλτρου. C_{Ss}: πυκνότητα της ουσίας στην έξοδο του φίλτρου (στο αίμα). Q_{De}: ροή διαλύματος στην είσοδο του φίλτρου. C_{De}: πυκνότητα της ουσίας στην είσοδο του φίλτρου (στο διάλυμα). Q_{Ds}: ροή διαλύματος στην έξοδο του φίλτρου. C_{Ds}: πυκνότητα της ουσίας στην έξοδο του φίλτρου (στο διάλυμα). N: ποσότητα διαπίδυσης της ουσίας. P_{TS}: Υδροστατική πίεση αίματος. P_D: Υδροστατική πίεση διαλύματος. P_{TMρ}: διαμεμβρανική πίεση.

Πρώτη εφαρμογή T.N. του Kolff (1943)

Τα κύρια χαρακτηριστικά.

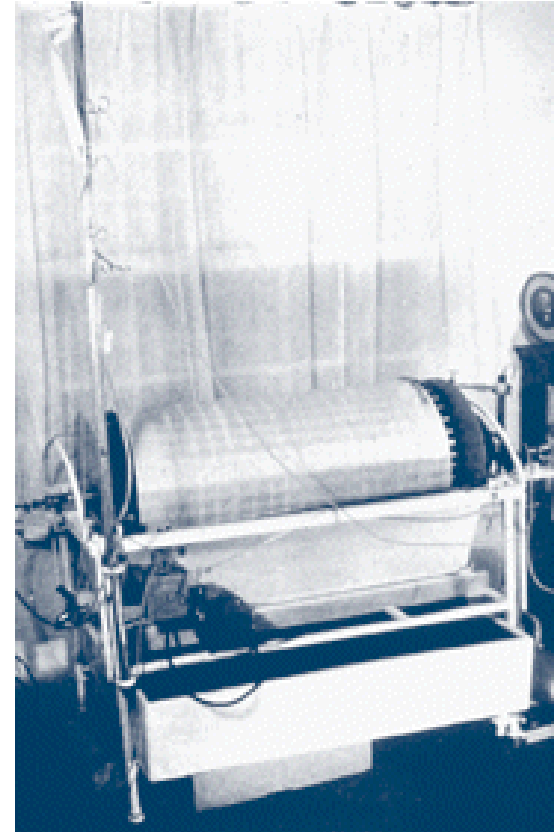
1. Το αίμα και το υγρό καθαρισμού κυκλοφορούν στις αντίθετες πλευρές μιας ημιπερατής μεμβράνης.
2. Διαλυτές ουσίες μικρών ΜΒ (όχι πρωτεΐνες και αιμοσφαίρια) μεταφέρονται από το αίμα στο καθαριστικό υγρό.
3. Ο ρυθμός μεταφοράς (διήθηση, διάχυση) εξαρτάται από τον Μοριακό Όγκο, τη θερμοκρασία, τη διαφορά συγκέντρωσης.
4. Πίεση υγρού καθαρισμού < πίεση στο διαμέρισμα αίματος (διήθηση και ποσότητα H₂O).

1945: The first successful dialysis treatment

Background



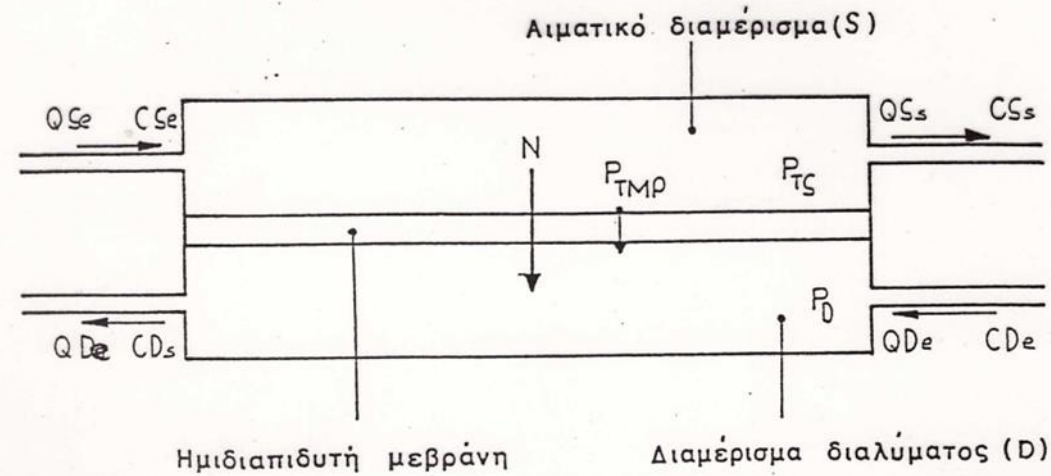
Willem Kolff



Kolff rotating drum kidney (1943)

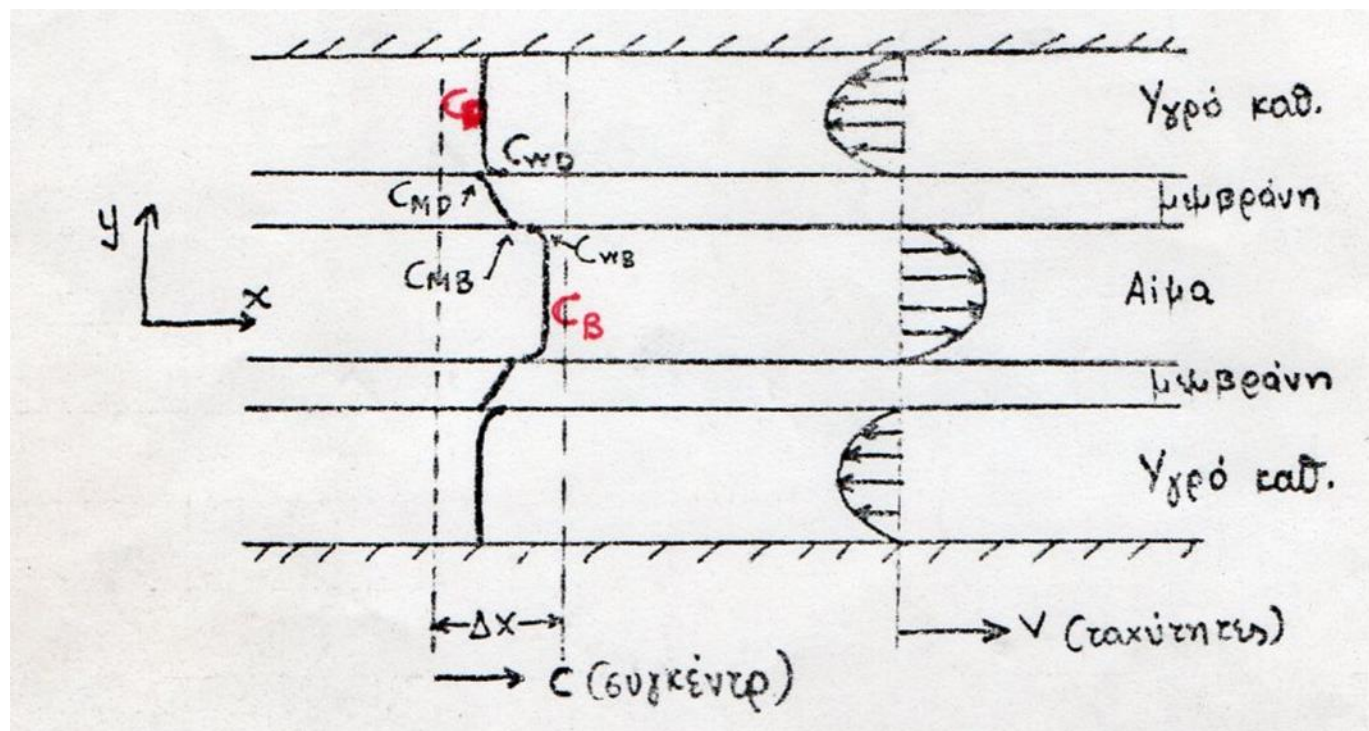
Artificial Kidney

- (α) διάχυση (Diffusion - Conduction)
 (β) υπερδιήθηση (Ultrafiltration - Convection)
 (γ) ώσμωση (Direct Osmosis)



Εικ. 6.63. Σχηματική παράσταση του T.N Q_{Se} : ροή αίματος στην είσοδο του φίλτρου. C_{Se} : πυκνότητα μιας ουσίας στην είσοδο του φίλτρου (στο αίμα). Q_{Ss} : ροή αίματος στην έξοδο του φίλτρου. C_{Ss} : πυκνότητα της ουσίας στην έξοδο του φίλτρου (στο αίμα). Q_{De} : ροή διαλύματος στην είσοδο του φίλτρου. C_{De} : πυκνότητα της ουσίας στην είσοδο του φίλτρου (στο διάλυμα). Q_{Ds} : ροή διαλύματος στην έξοδο του φίλτρου. C_{Ds} : πυκνότητα της ουσίας στην έξοδο του φίλτρου (στο διάλυμα). N : ποσότητα διαπίδυσης της ουσίας. P_{Ts} : Υδροστατική πίεση αίματος. P_D : Υδροστατική πίεση διαλύματος. P_{TMP} : διαμεμβρανική πίεση.

Artificial kidney with parallel flat counterflow membranes

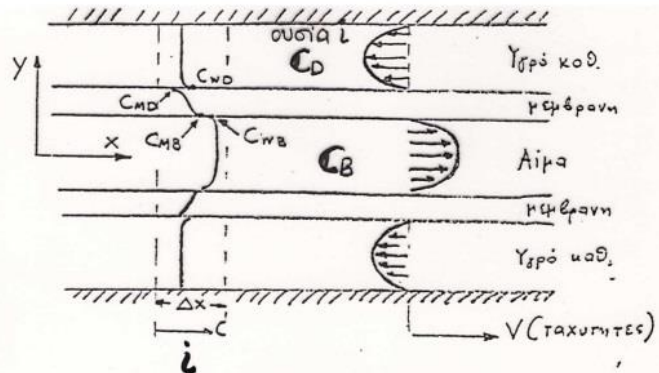


$$\Delta P_m = 1/2 (P_{Bi} + P_{Bo}) - 1/2 (P_{Di} + P_{Do})$$

PB: inlet, outlet blood pressure, PD: purge fluid pressure

PB: πίεση αίματος εισόδου, εξόδου, PD: πίεση υγρού καθαρισμού

Τεχνητός Νεφρός



$$\Delta \bar{P}_m = \frac{1}{2} (P_{Bi} + P_{Bo}) - \frac{1}{2} (P_{Di} + P_{Do})$$

interface

concentrations

partition coefficient

συγκεντρώσεις
διεπιφανείας

$$C_{MB} = F C_{WB}, \quad C_{MD} = F C_{WD} \quad F \equiv \text{ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗΣ ΔΙΑΜΕΡΙΣΜΟΥ}$$

στην i , $\frac{d\dot{m}}{dA} = K_Z (C_B - C_D)$

$$\frac{d\dot{m}}{dA} = K_B (C_B - C_{WB}) = K_M (C_{WB} - C_{WD}) = K_D (C_{WD} - C_D)$$

$$\frac{1}{K_Z} = \frac{1}{K_B} + \frac{1}{K_M} + \frac{1}{K_D}$$

K_Z κινείται
του x

K : permeability
coefficient

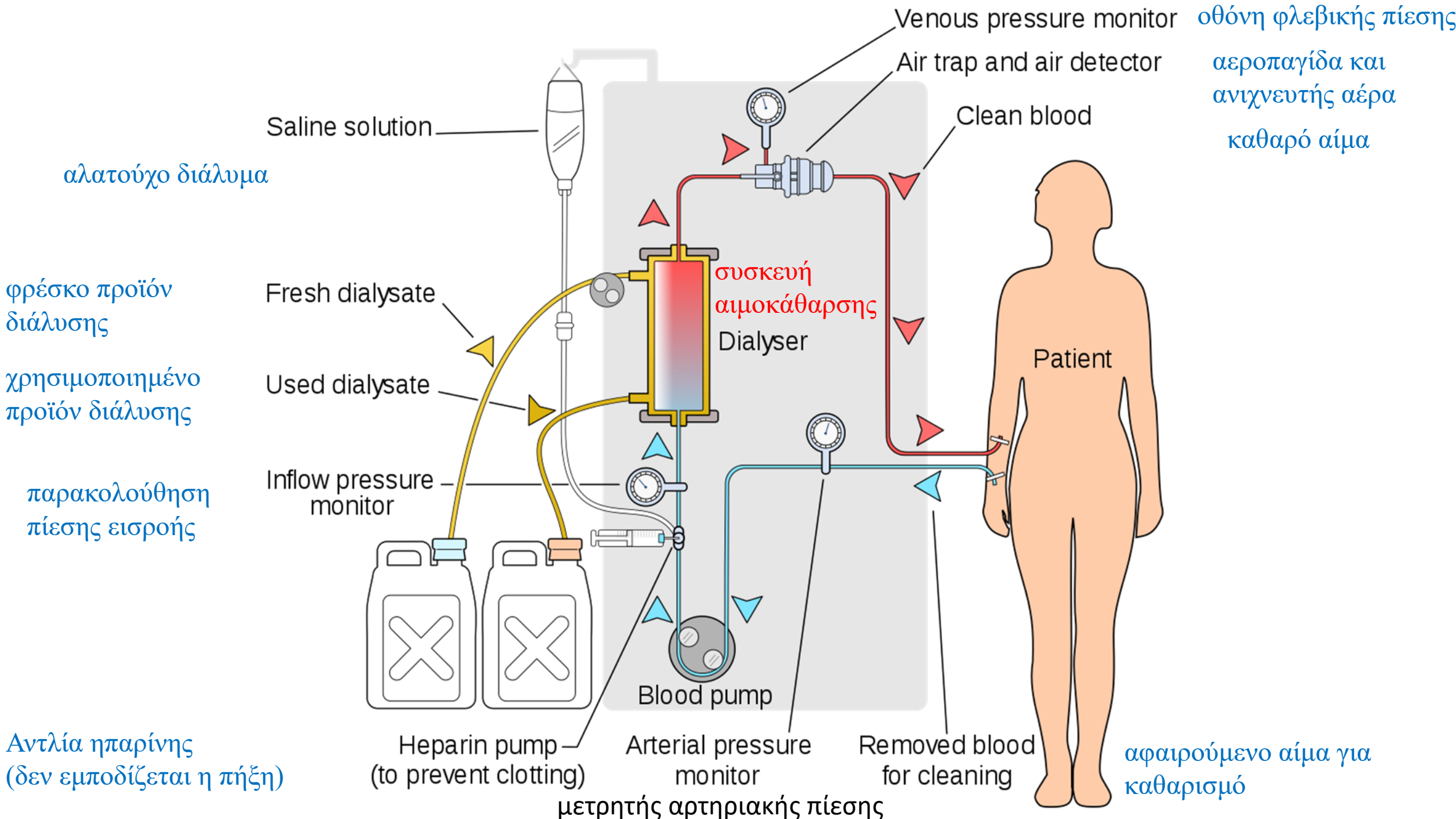
$$\dot{M} = K_Z A \Delta \bar{C}$$

$\Delta \bar{C}$ μέση συγκέντρωση
στην A επιφάνεια

Average concentration difference ΔC

Μέση διαφορά συγκέντρωσης ΔC για αντιρροή

- $(C_{Bi} - C_{Do}) - (C_{Bo} - C_{Di})$
- $\Delta C = \frac{\dots}{\dots}$
- $\ln \left[\frac{C_{Bi} - C_{Do}}{C_{Bo} - C_{Di}} \right]$



Venous pressure monitor οθόνη φλεβικής πίεσης

Air trap and air detector αεροπαγίδα και ανιχνευτής αέρα

Clean blood καθαρό αίμα

Saline solution

αλατούχο διάλυμα

φρέσκο προϊόν διάλυσης

Fresh dialysate

χρησιμοποιημένο προϊόν διάλυσης

Used dialysate

παρακολούθηση πίεσης εισροής

Inflow pressure monitor

Αντλία ηπαρίνης (δεν εμποδίζεται η πήξη)

Heparin pump (to prevent clotting)

Arterial pressure monitor μετρητής αρτηριακής πίεσης

Removed blood for cleaning

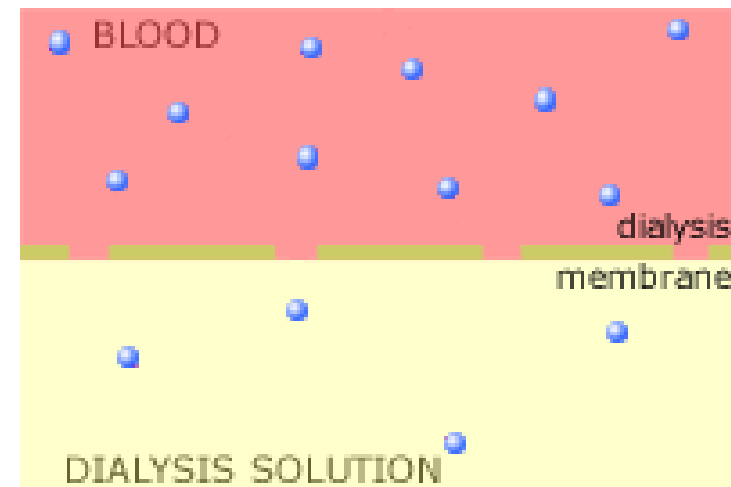
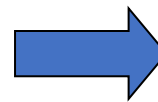
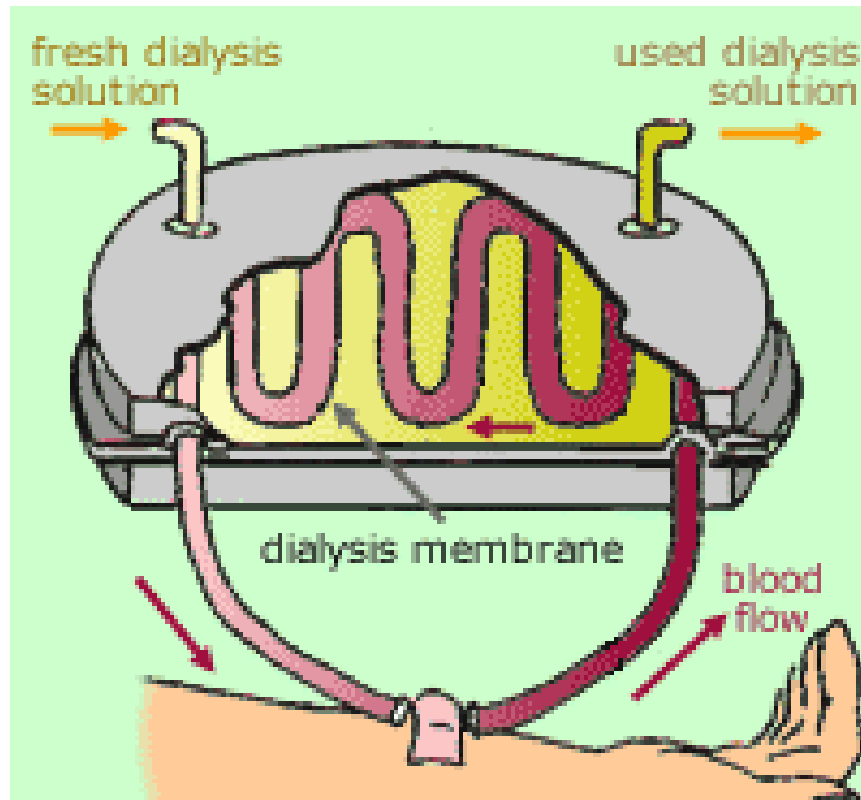
αφαιρούμενο αίμα για καθαρισμό

συσκευή αιμοκάθαρσης Dialyser

Patient

Blood pump

How does it work ?



Dialysis machine

Acute Kidney Injury

- Treatment of acute kidney injury (AKI) is principally supportive
- Renal replacement therapy (RRT) indicated in patients with severe kidney injury.
- Goal: optimization of fluid status ,maintain metabolic, nutritional & electrolyte balance
- Multiple modalities of RRT :
 - Intermittent hemodialysis (IHD),
 - Continuous Renal Replacement Therapies (CRRTs)
 - Peritoneal dialysis
 - Hybrid therapies, ie Sustained Low-Efficiency Dialysis (SLED), Renal assist device (RAD)

Οξεία νεφρική βλάβη

Η θεραπεία της οξείας νεφρικής βλάβης (AKI) είναι κυρίως υποστηρικτική

Θεραπεία νεφρικής υποκατάστασης (RRT) ενδείκνυται σε ασθενείς με σοβαρή νεφρική βλάβη.

Στόχος: βελτιστοποίηση της κατάστασης υγρών, διατήρηση μεταβολικής, διατροφικής και ηλεκτρολυτικής ισορροπίας

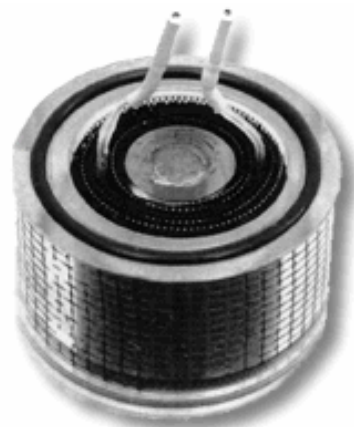
Τεχνικές τεχνητού νεφρού

- Πολλαπλές μέθοδοι RRT:
 - Διαλείπουσα αιμοκάθαρση (IHD),
 - Συνεχείς θεραπείες νεφρικής υποκατάστασης (CRRT)
 - Περιτοναϊκή κάθαρση
 - Υβριδικές θεραπείες, π.χ. αιμοκάθαρση σταθερής χαμηλής απόδοσης (SLED), συσκευή νεφρικής υποβοήθησης (RAD)

Artificial kidney

How does it work ?

- The kidney removes waste material from the body, and when this is not achieved properly, the patient develops a kidney failure.
- The artificial kidney, or dialyzer, is a life support system designed to remove waste products from the patients body.



artificial kidney

Πώς λειτουργεί ;

- Ο νεφρός απομακρύνει τα απόβλητα από το σώμα και όταν αυτό δεν επιτυγχάνεται σωστά, ο ασθενής αναπτύσσει νεφρική ανεπάρκεια.
- Ο τεχνητός νεφρός, ή συσκευή αιμοκάθαρσης, είναι ένα σύστημα υποστήριξης της ζωής που έχει σχεδιαστεί για να απομακρύνει τα απόβλητα από το σώμα του ασθενούς.

Current Status and Future of Artificial Kidney in Humans

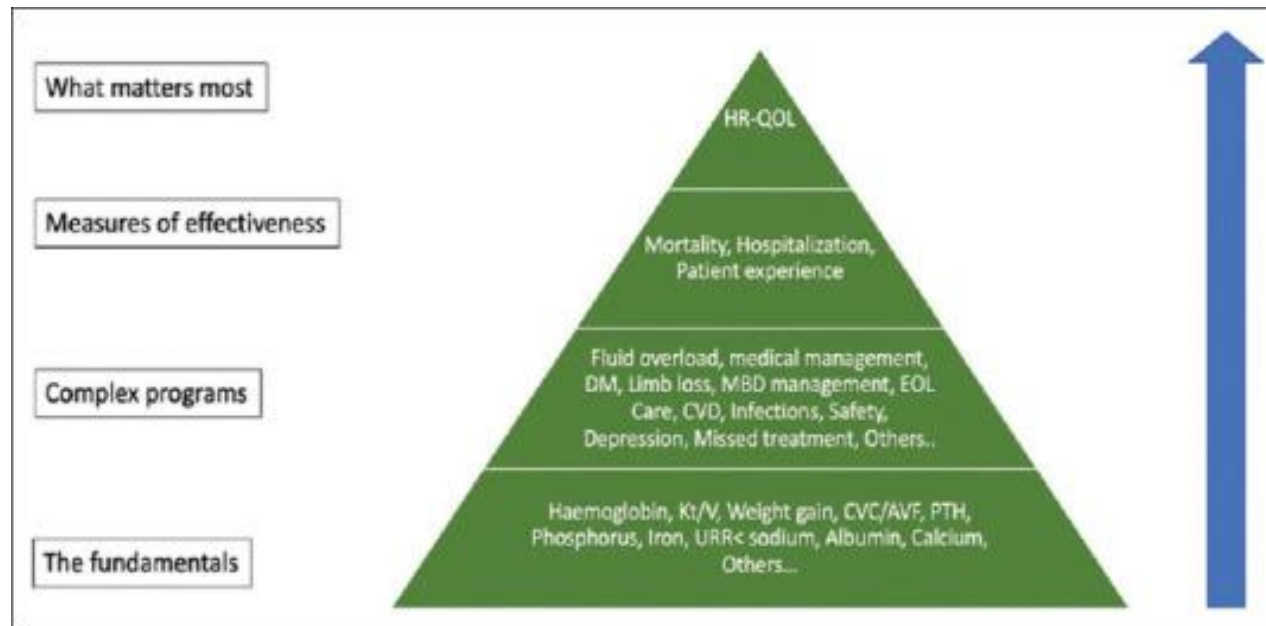
Characteristics of an Ideal Artificial Kidney

Nissenson proposed a patient-focused quality hierarchy ("quality pyramid") according to which the ultimate goal of RRT should be focused on improving the quality of life [Fig.] Theoretically, only a bio-engineered kidney identical to the normal, human kidney can fulfill all the criteria. An ideal mechanically engineered AK should have the following characteristics:

Patient-focused quality pyramid. HR-QOL – Health-related quality of life, DM – Diabetes mellitus, MBD – Mineral and bone disorders, EOL – End of life, CVD – Cardiovascular diseases, CVC – Central venous catheters, AVF – Arterio-venous fistulae, mgmt. – Management, PTH – Parathyroid hormone, URR – Urea reduction ratio

Χαρακτηριστικά Ιδανικού Τεχνητού Νεφρού

Ο Nissenson πρότεινε μια ιεραρχία ποιότητας εστιασμένη στον ασθενή ("πυραμίδα ποιότητας") σύμφωνα με την οποία ο απώτερος στόχος της RRT θα πρέπει να εστιάζεται στη βελτίωση της ποιότητας ζωής (Σχ1). Θεωρητικά, μόνο ένας βιο-μηχανικός νεφρός πανομοιότυπος με τον φυσιολογικό, ανθρώπινο νεφρό μπορεί να πληροί όλα τα κριτήρια. Ένα ιδανικό μηχανολογικά κατασκευασμένο ΑΚ πρέπει να έχει τα ακόλουθα χαρακτηριστικά:



Ποιοτική πυραμίδα με επίκεντρο τον ασθενή. HR-QOL – Ποιότητα ζωής που σχετίζεται με την υγεία, ΣΔ – Σακχαρώδης διαβήτης, MBD – Διαταραχές ματάλλων και οστών, EOL – Τέλος ζωής, CVD – Καρδιαγγειακές παθήσεις, CVC – Κεντρικοί φλεβικοί καθετήρες, AVF – Αρτηριοφλεβικά συρίγγια, mgmt. – Διαχείριση, PTH – Παραθυρεοειδική ορμόνη, Λόγος μείωσης URR – Ουρίας

Artificial kidney

- The patient who undergoes a successful transplant can return to normal existence.
- Although a light work is preferable, there are no restrictions apart from taking drugs.
- Now, many patients with kidney failure stand a reasonable chance at a normal life with artificial kidney treatments and a well-matched transplant.

Τεχνητός νεφρός

- Ο ασθενής που υποβάλλεται σε επιτυχή μεταμόσχευση μπορεί να επιστρέψει στην κανονική του ζωή.
- Αν και είναι προτιμότερη η ελαφριά εργασία, δεν υπάρχουν περιορισμοί εκτός από τη λήψη φαρμάκων.
- Τώρα, πολλοί ασθενείς με νεφρική ανεπάρκεια έχουν εύλογες πιθανότητες για μια φυσιολογική ζωή με θεραπείες τεχνητού νεφρού και ένα ταιριαστό μόσχευμα.

Modes of RRT

- Intermittent hemodialysis (IHD)
- Continuous renal replacement therapy (CRRT)
- Peritoneal dialysis
- Hybrid therapies, like SLED , Renal tubule Assist device (RAD)

Λειτουργίες RRT

- Διαλείπουσα αιμοκάθαρση (IHD)
- Συνεχής θεραπεία νεφρικής υποκατάστασης (CRRT)
- Περιτοναϊκή κάθαρση
- Υβριδικές θεραπείες, όπως SLED, συσκευή υποβοήθησης νεφρικών σωληναρίων (RAD)

Renal Tubule Assist Device (RAD)

- Despite the ability of HD and PD to filter the blood of excess solutes and water, these therapies are **unable to mimic the normal kidney's ability to secrete vital endocrine and immunologic factors, reabsorb and metabolize.**

- A bioartificial kidney - uses a patient's own cells in an artificial structure - would fulfil functions unaddressed by current dialysis.**

- Currently under the research of Dr. David Humes is in clinical trials for ACUTE renal failure. The Renal Assist Device (RAD) hopes to carry out those functions neglected by simple hemofiltration, and improve the current mortality rate.

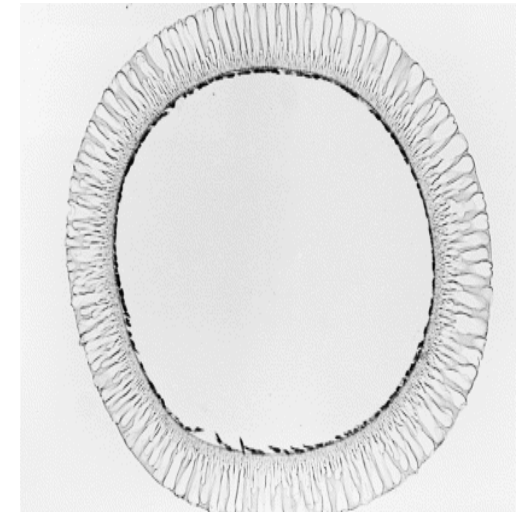
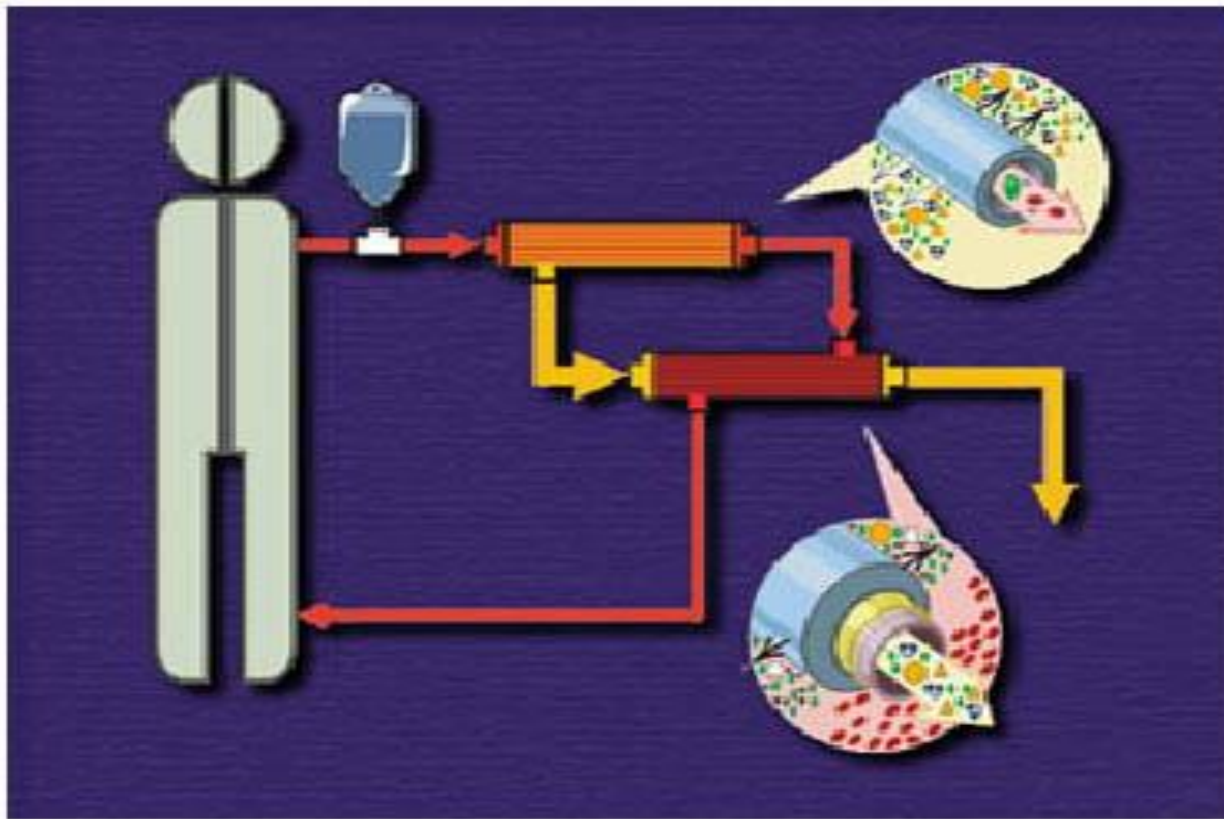
Συσκευή υποβοήθησης νεφρικών σωληναρίων (RAD)

Παρά την ικανότητα των HD και PD να φιλτράρουν το αίμα της περίσσειας διαλυμένων ουσιών και νερού, αυτές οι θεραπείες δεν μπορούν να μιμηθούν την ικανότητα του φυσιολογικού νεφρού να εκκρίνει ζωτικούς ενδοκρινικούς και ανοσολογικούς παράγοντες, να επαναρροφάται και να μεταβολίζει.

Ένας βιοτεχνητός νεφρός - χρησιμοποιεί τα κύτταρα του ίδιου του ασθενούς σε μια τεχνητή δομή - θα εκτελούσε λειτουργίες που δεν αντιμετωπίζονται από την τρέχουσα αιμοκάθαρση.

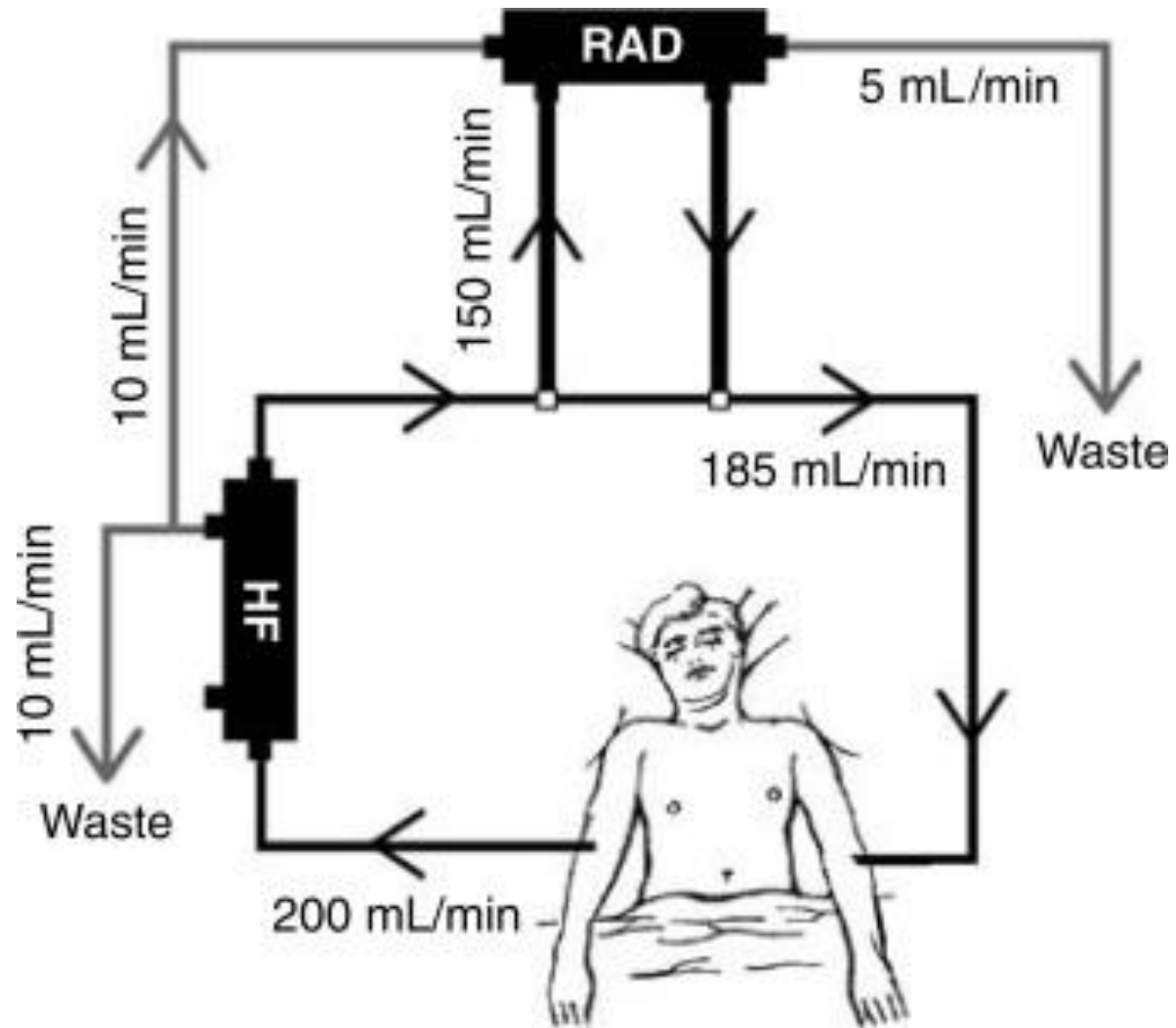
Επί του παρόντος, υπό την έρευνα του Δρ David Humes βρίσκεται σε κλινικές δοκιμές για ΟΞΕΙΑ νεφρική ανεπάρκεια. Το Renal Assist Device (RAD) ελπίζει να πραγματοποιήσει εκείνες τις λειτουργίες που παραμελούνται από την απλή αιμοδιήθηση και να βελτιώσει το τρέχον ποσοστό θνησιμότητας.

Renal Tubule Assist Device (RAD)



Light micrograph of a hematoxylin and eosin stained section of a hollow fiber with a confluent monolayer of porcine renal proximal tubule cells along the inner surface of the fiber.

Ελαφρύ μικρογράφημα ενός χρωματισμένου με αιματοξυλίνη και ηωσίνης τμήματος μιας κοίλης ίνας με μια συρρέουσα μονοστιβάδα εγγύς νεφρικών σωληναρίων χοίρου κατά μήκος της εσωτερικής επιφάνειας της ίνας. ??????



Kidney International 2004 66:1578-1588 DOI: (10.1111/j.1523-1755.2004.00923.x)

[Terms and Conditions](#)

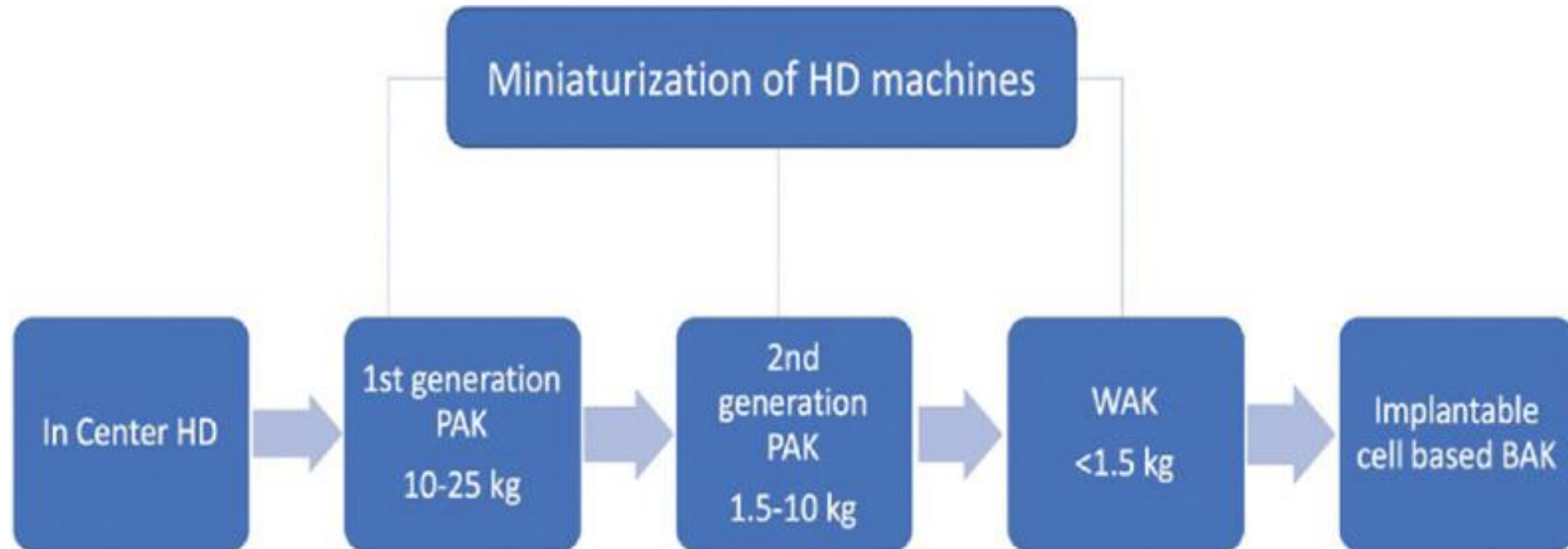
[Indian J Nephrol.](#) 2022 Nov-Dec; 32(6): 531–538.

Published online 2022 Dec 1. doi: [10.4103/ijn.ijn_240_21](#)

PMCID: PMC9872927 PMID: [36704585](#)

Current Status and Future of Artificial Kidney in Humans

[Rahul Jena](#), [Amit Aggarwal](#), [Gautam R. Choudhary](#), and [Nitin K. Bajpai](#)¹



- **Size:** The device should be small enough to be wearable or implantable. The aim is to provide ambulatory dialysis. It should be ergonomic, should fit under clothes or be unobtrusive on the patient's outfit, and must be of manageable size and weight.
- **Vascular access:** The vascular access of the AK should preferably be a subcutaneously implanted; needleless venous catheter (CVCs) resistant to displacement and dislodgement; resistant to thrombosis and obstruction by either stagnation of blood, deposition of fibrin, or blood proteins; and resistant to infection by biofilm formation.
- **Dialysis membrane:** Dialysis membranes must be thromboresistant to prevent clotting, should exhibit hydraulic permeability and molecular selectivity, should not absorb and accumulate proteins, and should be biocompatible and durable when exposed to blood. The membrane must be able to function even under low pressures generated just by the pumping action of the heart and the wall tension of the blood vessels.
- **Μέγεθος:** Η συσκευή πρέπει να είναι αρκετά μικρή ώστε να μπορεί να φορεθεί ή να εμφυτευθεί. Στόχος είναι η παροχή περιπατητικής αιμοκάθαρσης. Θα πρέπει να είναι εργονομικό, να εφαρμόζει κάτω από τα ρούχα ή να μην ενοχλεί το ντύσιμο του ασθενούς και να έχει διαχειρίσιμο μέγεθος και βάρος.
- **Αγγειακή πρόσβαση:** Η αγγειακή προσπέλαση του ΑΚ θα πρέπει, ο φλεβικός καθετήρας χωρίς βελόνα (CVC) να είναι ανθεκτικός σε μετατόπιση, ανθεκτικός στη θρόμβωση και στην απόφραξη είτε από στασιμότητα του αίματος, από εναπόθεση ινώδους ή πρωτεϊνών του αίματος και ανθεκτικό στη μόλυνση από το σχηματισμό βιοφίλμ.
- **Μεμβράνη αιμοκάθαρσης:** Οι μεμβράνες αιμοκάθαρσης πρέπει να είναι θρομβοανθεκτικές για την πρόληψη της πήξης, να παρουσιάζουν υδραυλική διαπερατότητα και μοριακή εκλεκτικότητα, να μην απορροφούν και να συσσωρεύουν πρωτεΐνες και να είναι βιοσυμβατές και ανθεκτικές όταν εκτίθενται στο αίμα. Η μεμβράνη πρέπει να μπορεί να λειτουργεί ακόμη και κάτω από χαμηλές πιέσεις που δημιουργούνται μόνο από την αντλητική δράση της καρδιάς και την τάση των τοιχωμάτων των αιμοφόρων αγγείων.

- **Integration of convective dialysis therapies:** The ideal AK should also use convective therapies such as high flux hemodialysis, hemofiltration, or hemodiafiltration to achieve greater clearance of middle molecules and phosphate, which are often not cleared by conventional diffusion-based hemodialysis.
- **Blood pump and power source:** In addition to being small, the blood pump should generate optimum force for propulsion of blood, enough to generate a pressure gradient to pass through the nanopore dialysis membrane but not so high as to cause hemolysis. The pump should be quiet, with low power consumption and heat generation. The ideal pump will be one that will just augment the flow generated by the pumping action of the heart. The power source should be small and quiet, with high energy generation and power storage capacity. It should preferably be self-recharging akin to the batteries of mechanical powered wristwatches that are charged by wrist movements of the wearer or by light exposure. Also, the energy source itself should not generate waste.
- **Dialyzer fluid characteristics, regeneration, and storage:** For an ambulatory device, dialysate fluid should be low volume with an inbuilt circuit for dialysate regeneration.

- **Ενσωμάτωση θεραπειών αγωγού αιμοκάθαρσης:** Το ιδανικό ΑΚ θα πρέπει επίσης να χρησιμοποιεί αγωγές μεταφοράς όπως αιμοκάθαρση υψηλής ροής, αιμοδιήθηση για να επιτύχει μεγαλύτερη κάθαρση των μεσαίων μορίων και των φωσφορικών, τα οποία συχνά δεν καθαρίζονται με συμβατική αιμοκάθαρση με βάση τη διάχυση.
- **Αντλία αίματος και πηγή ενέργειας:** Εκτός από το ότι είναι μικρή, η αντλία αίματος θα πρέπει να παράγει τη βέλτιστη δύναμη για την προώθηση του αίματος, αρκετή για να δημιουργήσει μια κλίση πίεσης για να περάσει μέσα από τη μεμβράνη αιμοκάθαρσης νανοπόρου αλλά όχι τόσο υψηλή ώστε να προκαλέσει αιμόλυση. Η αντλία πρέπει να είναι αθόρυβη, με χαμηλή κατανάλωση ενέργειας και παραγωγή θερμότητας. Η ιδανική αντλία θα είναι αυτή που απλώς θα αυξήσει τη ροή που δημιουργείται από τη δράση άντλησης της καρδιάς. Η πηγή ενέργειας πρέπει να είναι μικρή και αθόρυβη, με υψηλή παραγωγή ενέργειας και ικανότητα αποθήκευσης ενέργειας. Θα πρέπει κατά προτίμηση να είναι αυτο-επαναφορτιζόμενη παρόμοια με τις μπαταρίες των ρολογιών χειρός με μηχανική τροφοδοσία που φορτίζονται από τις κινήσεις του καρπού του χρήστη ή με την έκθεση στο φως. Επίσης, η ίδια η πηγή ενέργειας δεν πρέπει να δημιουργεί απόβλητα.
- **Χαρακτηριστικά υγρού διαπίδυσης, αναγέννηση και αποθήκευση:** Για μια περιπατητική συσκευή, το υγρό διύλισης θα πρέπει να έχει μικρό όγκο με ένα ενσωματωμένο κύκλωμα για την αναγέννηση του διηθήματος.

- **Patient monitoring and troubleshooting:** The monitoring system should be attuned to detect needle dislodgements, power failures, circuit blockages, presence of bubbles in the circuit or overall equipment failure by means of appropriate alarms to alert the patient or caregivers in his/her family. The vascular access device should be such that it can be rapidly and easily closed before blood loss occurs. The steps to be followed in case of device failure and the steps to clear the circuit of blockages and bubbles should be easy to understand and follow.
- **Lifespan:** The lifespan of the device should be such that it should not need frequent replacements in case of an implantable device.
- **Endocrine functions:** The device should supplement the endocrine functions of the native kidney, such as secretion of erythropoietin, by means of a refillable depot releasing the hormone directly into the bloodstream.
- **Cost and availability:** Production and running costs should be sustainable, and it should be widely available.
- **Compatibility with imaging modalities:** It should be compatible with magnetic resonance imaging.
- **Παρακολούθηση και αντιμετώπιση προβλημάτων ασθενούς:** Το σύστημα παρακολούθησης θα πρέπει να είναι συντονισμένο ώστε να ανιχνεύει εκτοπίσεις βελόνας, διακοπές ρεύματος, μπλοκαρίσματα κυκλώματος, παρουσία φυσαλίδων στο κύκλωμα ή συνολική βλάβη του εξοπλισμού μέσω κατάλληλων συναγερμών για να ειδοποιεί τον ασθενή ή τους φροντιστές της οικογένειάς του. Η συσκευή αγγειακής πρόσβασης θα πρέπει να είναι τέτοια ώστε να μπορεί να κλείσει γρήγορα και εύκολα πριν συμβεί απώλεια αίματος. Τα βήματα που πρέπει να ακολουθούνται σε περίπτωση βλάβης της συσκευής και τα βήματα για την εκκαθάριση του κυκλώματος από μπλοκαρίσματα και φυσαλίδες θα πρέπει να είναι εύκολα κατανοητά και να ακολουθούνται.
- **Διάρκεια ζωής:** Η διάρκεια ζωής της συσκευής πρέπει να είναι τέτοια ώστε να μην χρειάζεται συχνές αντικαταστάσεις σε περίπτωση εμφυτεύσιμης συσκευής.
- **Ενδοκρινικές λειτουργίες:** Η συσκευή θα πρέπει να συμπληρώνει τις ενδοκρινικές λειτουργίες του εγγενούς νεφρού, όπως η έκκριση ερυθροποιητίνης, μέσω μιας επαναγεμιζόμενης αποθήκης που απελευθερώνει την ορμόνη απευθείας στην κυκλοφορία του αίματος.
- **Κόστος και διαθεσιμότητα:** Το κόστος παραγωγής και λειτουργίας πρέπει να είναι βιώσιμο και να είναι ευρέως διαθέσιμο.
- **Συμβατότητα με τρόπους απεικόνισης:** Θα πρέπει να είναι συμβατή με απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού.

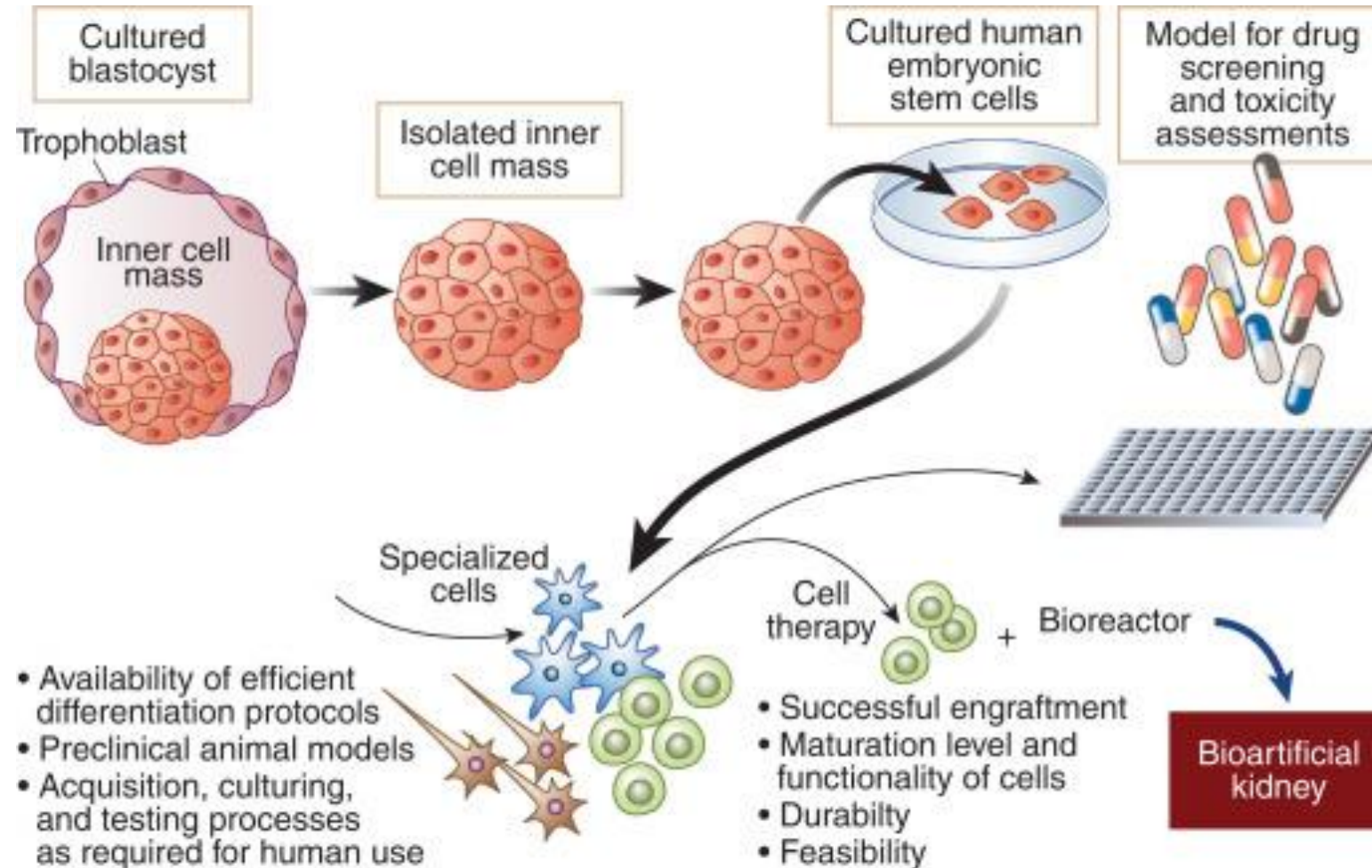
Προς έναν βιοτεχνητό νεφρό: θα είναι η απάντηση τα εμβρυϊκά βλαστοκύτταρα;

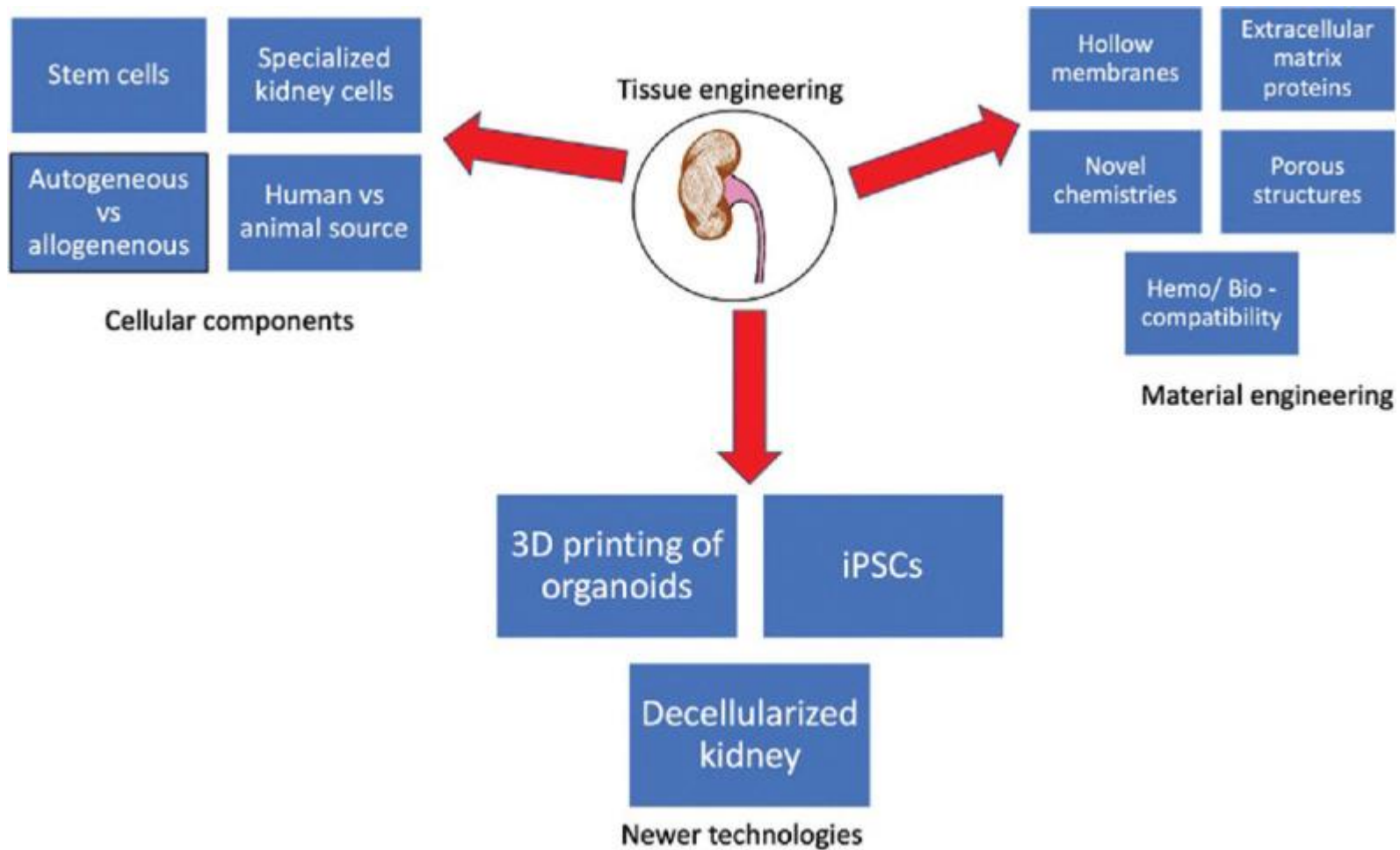
Toward a bioartificial kidney: will embryonic stem cells be the answer?

Carol A. Pollock

Kidney International Volume 83 Issue 4 Pages 543-545 (April 2013)

DOI: 10.1038/ki.2012.461





Key features of the development of bioartificial kidney. iPSCs – Induce pluripotent stem cells

Βασικά χαρακτηριστικά της ανάπτυξης βιοτεχνητού νεφρού. iPSCs – Επάγουν πολυδύναμα βλαστοκύτταρα



Dr. William H. Fissell of Vanderbilt University holds a prototype artificial kidney cartridge

ένα πρωτότυπο φυσίγγιο τεχνητού νεφρού

indicative bibliography

(Bio) Artificial Kidney

<https://pharm.ucsf.edu/kidney> (video 3 min)

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9872927/> (text)

<https://myacare.com/blog/artificial-kidneys-the-end-of-kidney-dialysis>
(text)

<https://www.uclahealth.org/medical-services/nephrology/clinical-programs/implantable-artificial-kidney> (video 1h)

<https://medsites.vumc.org/thekidneyproject> (text)

<https://www.nature.com/articles/d41586-023-00653-6> (text)

<https://www.nature.com/articles/s41581-023-00726-9> (text)



(Bio) Artificial Kidney

<https://pharm.ucsf.edu/kidney> (video 3 min)

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9872927/> (text)

<https://myacare.com/blog/artificial-kidneys-the-end-of-kidney-dialysis> (text)

<https://www.uclahealth.org/medical-services/nephrology/clinical-programs/implantable-artificial-kidney> (video 1h)

<https://medsites.vumc.org/thekidneyproject> (text)

<https://www.nature.com/articles/d41586-023-00653-6> (text)

<https://www.nature.com/articles/s41581-023-00726-9> (text)

Renal Replacement Therapy Hemodialysis vs Peritoneal Dialysis, Animation (video 3:37min)

The Kidney Project successfully tests a prototype bioartificial kidney (video 3 min)

Modes of RRT

<https://www.youtube.com/watch?v=SgBMoCArNak> (video 3 min)

<https://www.freseniusmedicalcare.com/en/media/multimedia/videos/understanding-hemodialysis-video> (video 2 min)

https://www.youtube.com/watch?v=e_rE70oUGSQ (video 10 min)