

Neminvazív vérnyomásmérés

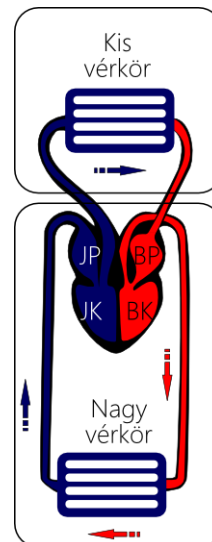
I. Elméleti háttér

A. Vércörök

Az emberi vérkeringés két sorba kapcsolt alrendszerből – a *kis vércörből* és a *nagy vércörből* – álló zárt rendszer. A keringési rendszerben a vért a szív periodikus összehúzódásai tartják mozgásban. A szív ciklus során a következő folyamatok zajlanak le:

- a nagy vércörben lévő oxigénszegény vér összegyűlik a vénákban, melyek a jobb pitvarba (JP) torkollnak;
- a jobb pitvarból a vér a jobb kamrába (JK) ömlik;
- a jobb kamra összehúzódása átpréseli a vért a tüdőn;
- a tüdőlebenyekben a vér leadja a szén-dioxidot, és oxigént vesz fel;
- a pulmonáris vénák visszavezetik az oxigénben feldúsult vért a bal pitvarba (BP);
- a bal pitvarból a vér a bal kamrába (BK) ömlik;
- a bal kamra összehúzódása a szisztémás véredényekbe pumpálja az oxigéndús vért.

A vér visszaáramlását szelepek akadályozzák meg.



B. A véráramlás dinamikájának alapjai

1. A kontinuitási egyenletet

Mivel a vér összenyomhatatlan folyadék, a véráramlást a *kontinuitási egyenlet* írja le, összefüggést teremtve az átlagos véráramlási sebesség (v) és a véredények keresztmetszete (A) között:

$$A \cdot v = \text{állandó érték.}$$

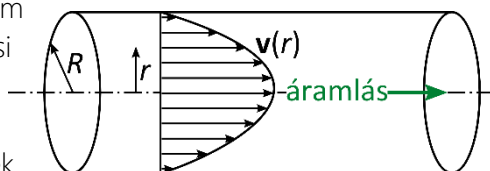
Ez az egyenlet ad magyarázatot arra, miért sokkal lassabb a véráramlás a kapillárisokban, amelyek összkétszete jóval nagyobb az artériák összkétszeteinél. Az $A \cdot v$ szorzat az áramlás I erősségével (a *térfogati áramerősséggel*) egyenlő, amely a következőképp definiálható:

$$I := \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta V}{\Delta t} = \frac{dV}{dt},$$

ahol t az idő és V a véredény adott keresztmetszeten átáramló folyadéktérfogat.

2. Parabolikus sebességprofil

A vér viszkozitása miatt a véráramlás sebessége nem azonos az ér teljes keresztmetszete mentén. Az áramlási sebesség maximális az ér tengelye mentén, és minimális az érfal mellett. Az áramlás hajtóerejét létrehozó Δp nyomáskülönbséget és a szomszédos folyadékrétegek között ébredő súrlódási erőt figyelembe véve a $v(r)$ áramlási sebesség az ér tengelyétől mért r távolságban:



$$v(r) = \frac{\Delta p}{4\eta L} (R^2 - r^2),$$

ahol η a vér viszkozitása, R az ér sugara és L az érszakasz hossza. Az ér keresztmetszete mentén a fenti sebességeloszlás alakítja ki az ún. *parabolikus sebességprofil*.

3. A Hagen–Poiseuille-egyenlet

A parabolikus sebességeloszlást kihasználva összefüggés teremthető az ér két vége között uralkodó Δp nyomáskülönbség, valamint az ennek hatására létrejövő áramlás I térfogati áramerőssége között:

$$I = \frac{\pi R^4}{8\eta L} \Delta p,$$

ahol R és L az érszakasz sugara és hossza, valamint η a folyadék viszkozitása. Ezt az összefüggést nevezik *Hagen–Poiseuille-egyenletnek*, amely egyike azon kevés összefüggésnek, ahol egy fizikai mennyiség egy másik fizikai mennyiség negyedik hatványával arányos. A Hagen–Poiseuille-egyenlet ad magyarázatot arra, miért hatékony mechanizmus a vazokonstriktió és a vazodilatáció (az erek összehúzódása és kitágulása) a véráramlás szabályozása szempontjából: mivel az I térfogati áramerősség az R sugár negyedik hatványától függ, ez utóbbi kicsiny megváltozása is az áramerősség nagyfokú módosulását eredményezi.

A Hagen–Poiseuille-egyenlet az elektromosság Ohm-törvényének hidrodinamikai analógiája. Ha a teljes perifériás ellenállást (TPR)

$$\text{TPR} := \frac{8\eta L}{\pi R^4},$$

módon definiáljuk, a nyomáskülönbség és az áramerősség közötti összefüggés a következő alakot ölti:

$$\text{TPR} = \frac{\Delta p}{I},$$

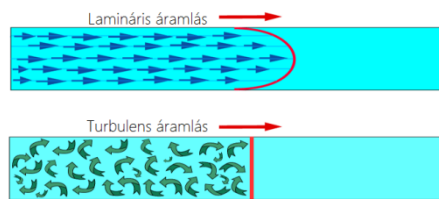
amely az Ohm-törvény **ellenállás = feszültség/áramerősség** formáját követi.

4. Lamináris és turbulens áramlás

A fenti egyenletek *lamináris*, azaz rendezett áramlást feltételeztek, amelynél a folyadékrétegek zavartalanul képesek egymáson elcsúszni. A megfigyelések szerint bizonyos körülmények között (például adott sebességszöböt túllépve) a folyadékáramlás *turbulenssé* – zajossá, rosszabb hatásfokúvá, örvényessé – válik. A lamináris és a turbulens áramlás közötti átmenet az ún. *Reynolds-szám* segítségével jósolható meg:

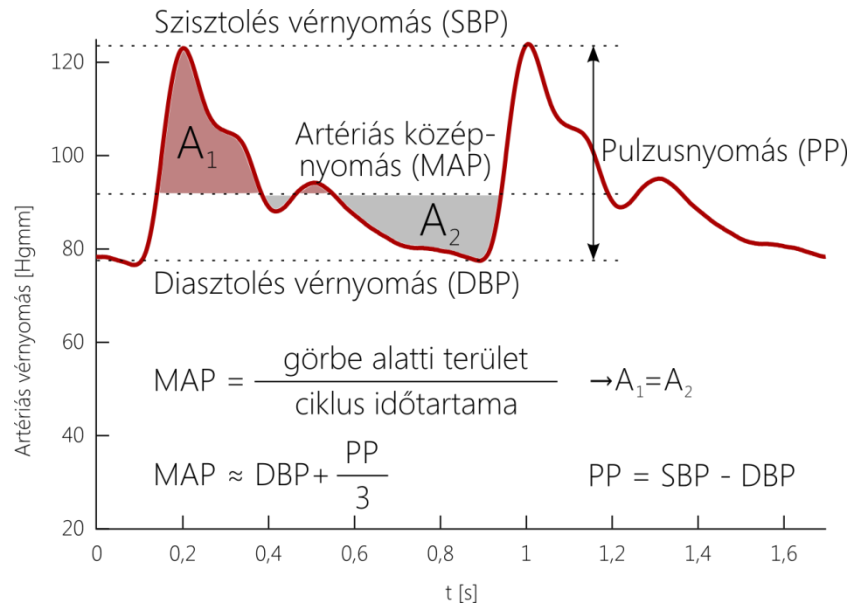
$$\text{Re} := \frac{\rho v D}{\eta},$$

ahol ρ és η a folyadék sűrűsége, illetve viszkozitása, v az áramlási sebesség és D a cső átmérője. Amennyiben egy adott áramlásra a Reynolds-szám egy adott kritikus érték alatt van, az áramlás feltehetően lamináris, ellenkező esetben turbulens.



5. Vérnyomásértékek

A szív-összehúzódságok, az érfal dinamikája, valamint a perifériás vénákról visszaverődött pulzushullámok alakítják ki az artériás vérnyomás karakterisztikus időfüggését, amelyet az 1. ábra szemléltet.



1. ábra. Jellegzetes vérnyomásértékek

Amint látható, az artériás vérnyomás periodikusan változik egy maximális és egy minimális érték között. A kamrai összehúzódságoknak megfelelő maximális értéket *szisztolés nyomásnak* (SBP), míg a minimális értéket *diasztolés nyomásnak* (DBP) nevezzük. Egészséges felnőtteknél a szisztolés és diasztolés nyomások jellemző értékei 90–120 Hgmm és 60–80 Hgmm. A szisztolés és a diasztolés nyomások közötti különbség az ún. *pulzusnyomás* (PP). *Artériás középnyomásnak* (MAP) azt az egy szív ciklusra vonatkozó átlagos artériás nyomást tekintjük, amelyet gyakran közelítenek a következő képlettel:

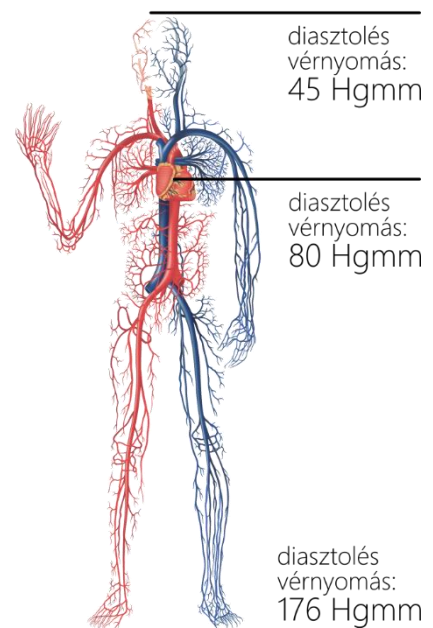
$$MAP \approx DBP + \frac{SBP - DBP}{3} = DBP + \frac{PP}{3}$$

6. Hidrosztatikai nyomás

A szív működés és az érfali hatások mellett a *hidrosztatikai nyomás* (a folyadékoszlopok súlyából eredő nyomás) is befolyásolja a test egy bizonyos pontján mérhető vérnyomást. Ha a folyadék egy adott pontjában a nyomás p_0 , az ehhez képest h mélységben lévő pontban mérhető nyomás

$$p(h) = p_0 + \rho gh,$$

ahol ρ a folyadék sűrűsége és g a nehézségi gyorsulás. A hidrosztatikai nyomás ρgh képlete segítségével a nyomásértékeket kifejezhetjük az adott folyadékoszlop magasságaként. Ugyan a nyomás SI-mértékegysége a pascal ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N} / \text{m}^2$), az orvosi gyakorlatban ezt ritkán használják. A gyógyászatban leggyakrabban alkalmazott nyomásmértékegység



ség a *higanymilliméter* (Hgmm), amely 1 mm magasságú higanyoszlop hidrosztatikai nyomásának felel meg:

$$1 \text{ Hgmm} = 13\,600 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \cdot 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \cdot 0,001 \text{ m} = 133,4 \text{ Pa}$$

A centrális vénás nyomás vagy a koponyaűri nyomás kifejezéséhez gyakran alkalmaznak kisebb mértékegységet, a *vízoszlop-centimétert* (H₂Ocm):

$$1 \text{ cmH}_2\text{O} = 1000 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \cdot 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \cdot 0,01 \text{ m} = 98,1 \text{ Pa.}$$

A fentiek összehasonlításával látható, hogy a Hgmm és a H₂Ocm közötti átszámítási képlet a következő:

$$1 \text{ Hgmm} = 1,36 \text{ H}_2\text{Ocm.}$$

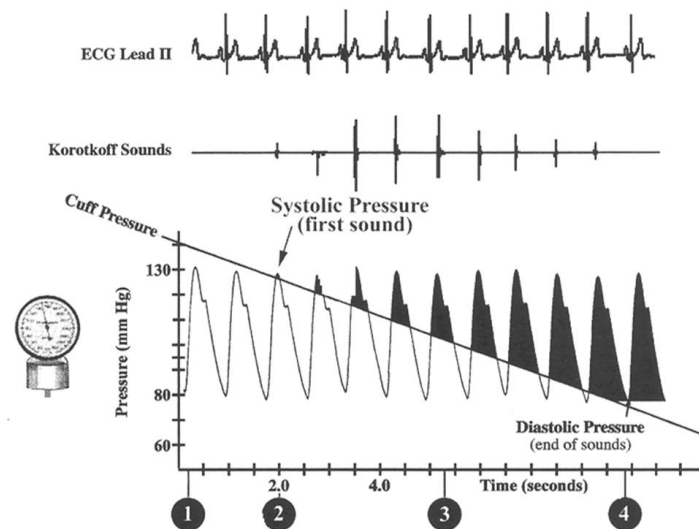
II. A mérés elve

A. Invazív módszerek

A vérnyomás közvetlenül mérhető az artériába vezetett, tűvégződésű kanüllel, amelyet egy nyomásmérőhöz csatlakoztatva folyamatosan monitorozható az artériás nyomás. Ezt a módszert az intenzív terápiás ellátásban és műtétek során alkalmazzák.

B. A hallgatózásos módszer

A legtöbb esetben nincs szükség invazív módszerek alkalmazására. A leghatékonyabb és legszélesebb körben alkalmazott neminvazív eljárás alapjait Nyikolaj Szergejevics Korotkov fejlesztette ki 1905-ben. Ez a módszer a hallgatózáson alapul. A mérőeszköz mandzsettáját a páciens felkarjára helyezzük, és jóval a várható szisztolés nyomásérték fölé pumpáljuk, ezáltal alatta teljesen megszűnik a véráramlás. A mandzsetta lassú leeresztése során a vizsgálatot végző személy az artéria fölé helyezett sztetoszkóppal követi a részben blokkolt áramlást kísérő hangok (az ún. *Korotkov-hangok*) megjelenését. Amikor a mandzsettanyomás a szisztolés nyomásnak megfelelő érték alá esik, az artériás vérnyomás éppen meg tudja nyitni az artériát a szisztolé idejére, így megindul a véráramlás. Ekkor hallható az első Korotkov-hang, melyet minden további szisztolé során egy-egy újabb követ. Amikor a mandzsettában uralkodó nyomás a diasztolés érték alá csökken, a szív ciklus alatt jelentkező legalacsonyabb vérnyomásérték is képes immár az artéria nyitva tartására, azaz az áramlás zavartalanná válik és a Korotkov-hangok is megszűnnek. Az eljárás tehát úgy összegezhető, hogy folyamatosan követjük a mandzsettanyomást nyomásmérő segítségével, amelyről a szisztolés és a diasztolés vérnyomásérték rendre az első, illetve az utolsó Korotkov-hang időpontjában olvasható le.



2. ábra. A hallgatósásos módszer elve

A Korotkov-hangok keletkezésének mechanizmusa igen összetett, feltehetően közrejátszik a megnövekedett áramlási sebesség (lásd a kontinuitási egyenletet) következtében föllépő turbulencia, az artéria falainak szétválása, valamint a hirtelen nyomáscsökkenés okozta kavitáció (buborék-képződés).

C. Az oszcillometriás módszer

A modern digitális vérnyomásmérőknél nincs szükség hallgatósásra. Ez azon a megfigyelésen alapul, hogy a vérnyomás változása ingadozásokat okoz az artéria fölött elhelyezkedő, felfújott mandzsetta nyomásában. A modern elektronikus nyomásérzékelők folyamatosan rögzítik a nyomást, és a mikroszámítógépek kiegészítő jelfeldolgozási lépéseket képesek végrehajtani ezen a rögzített jelen. Az empirikus adatok azt mutatják, hogy a mandzsettanyomás ingadozásának amplitúdója akkor a legnagyobb, amikor az megegyezik az artériás középnyomással. Ebből a szisztolés és a diasztolés nyomásértékeket numerikus módon becslik: a szisztolés vérnyomást általában azzal az artériás középnyomás feletti mandzsettanyomással azonosítják, ahol az oszcilláció amplitúdója a maximális érték 50%-a, míg a diasztolés értéknek azt az artériás középnyomás alatti mandzsettanyomást tekintik, ahol az amplitúdó a maximális érték 80%-a (a százalékértékek a kiértékelési módszertől és a gyártótól függően különbözhetnek).

D. A pletizmográfiás módszer

A fenti neminvaszív módszerek hátránya, hogy csak a szisztolés, illetve diasztolés vérnyomást rögzítik, és nem képesek a vérnyomás folyamatos monitorozására. A *pletizmográfiás módszerek* eleget tesznek ennek az elvárásnak. Ezek azon a megfigyelésen alapulnak, hogy az infravörös fény (például ujjbegyen keresztül mért) transzmisszióját befolyásolja az adott helyen lévő vértérfogat (ugyanis ebben a hullámhossztartományban a fő fényelnyelő elem a hemoglobin). Az 1. ábra egy a fenti eljárással rögzített folytonos jelalakot mutat.