

BME Automatizálási Tanszék és SOTE Kísérleti

Kutató Laboratórium

## A vérkeringési rendszer irányítási folyamatainak modellezése

Szücs Béla és Monos Emil

### 1. Bevezetés

Az utóbbi évtizedben felépített keringés-szabályozási modellek egy része a pulzatil keringést reprezentálja és az irányító hatásokat is gyorsnak, egy pulzus idejével egybemérhetőnek tételezi fel. A modellek egy másik csoportja viszont a lassu, perces-órás időállandókkal rendelkező szabályozási hatásokat képezi le, s nem teremt kapcsolatot a pulzatil keringés paramétereinek változásával. Általában megállapítható, hogy a többségükben értéktartó (un. pressorstat), negatívan visszacsatolt, lineáris vagy statikusan nemlineáris szabályozási modellek megválaszolatlanul hagyják a fiziológiai alapjelképzés problémáját, nem veszik figyelembe a sztochasztikus jellegű keringési hullámok által hordozott információt. Viszonylag kevés a kísérleti identifikáción alapuló modellezés, illetve azzal igazolt szimulációs eljárás is.

A vérkeringés-modellezés jellegzetes törekvéseinek tanulmányait elemezve azt a célt tűztük ki, hogy a szív működés és az ér-simaizomzat válaszkészségét átfogó frekvenciasávban, egy időben modellezzük a nagyvérkör szabályozási folyamatait. Eddig szabályozástechnikai módszerekre alapozott kísérleti identifikációval a nagyerek szakaszán, a pulzusszinkron és a vasomotorikus frekvenciasávba eső vérnyomáshullámok dinamikus kapcsolatának meghatározására végeztünk vizsgálatokat. A feltárt összefüggések tulmutatnak a hagyományos modelleken és alátámasztják az egymással kölcsönhatásban levő szabályozási folyamatok egységes

(széles frekvenciasávban működő) vérkeringés-szabályozási modellbe foglalását.

## 2. Irányítási rendszerek modellezése

A műszaki gyakorlatban az irányítási rendszerek modellezése elsősorban az irányított rendszer (szakasz, folyamat) matematikai modelljének megalkotását jelenti. Ugyanis az irányított szakaszt főként technológiai szempontok figyelembevételével tervezik, míg az irányító (leggyakrabban szabályozó) berendezést irányítástechnikai elvek szerint építik fel, így matematikai modellje (átviteli függvénye, állapotegyenlete, stb.) voltaképpen ismertnek tekinthető.

A biológiai irányítási folyamatokban viszont az irányító és az irányított rendszer egyaránt ismeretlen dinamikus tulajdonságu lehet, s gyakran bonyolultabb feladatot képez az előbbi funkcionális, illetve dinamikai körülhatárolása és leírása, mint az utóbbié. Mindezek közrejátszhatnak abban, hogy biológiai rendszerek esetében igen sokszor jelentős minőségi különbség mutatkozik a szabályozási modellek irányító és irányított részének kidolgozásában. Különösen érvényes ez a vérkeringési rendszerre. Mégpedig egy szabályozási kör modelljének valóság-hűségét egyenlő súllyal befolyásolja a hatáslánc bármelyik részének leképzési pontossága. Vagyis egy adott szintű szabályozási modell kialakításakor azonos gondot kell fordítani a hatáslánc egyes részeinek dinamikus modellezésére.

Egy másik kérdés, melynek általános vetületét sem célszerű figyelmen kívül hagyni, a folyamatidentifikációval kapcsolatos, melyen a modellezendő rendszer dinamikai strukturájának és paramétereinek - elsősorban kísérleti - meghatározását értjük. A folyamatidentifikáció eddigi ismeretanyagát tekintve bizonyos polarizáció észlelhető. Egyfelől magas elméleti színvonalu, bonyolult matematikai apparátust felhasználó eljárások ismertek, amelyeknek alkalmazhatóságát azonban sokszor csak elvi példák támasztják alá. Másfelől bonyolult folyamatok igen egyszerű matematikai modelljének felépítésével találkozunk, amelyek viszont kísérleti identifikáción alapulnak. Az előzetes (a priori) ismeretek

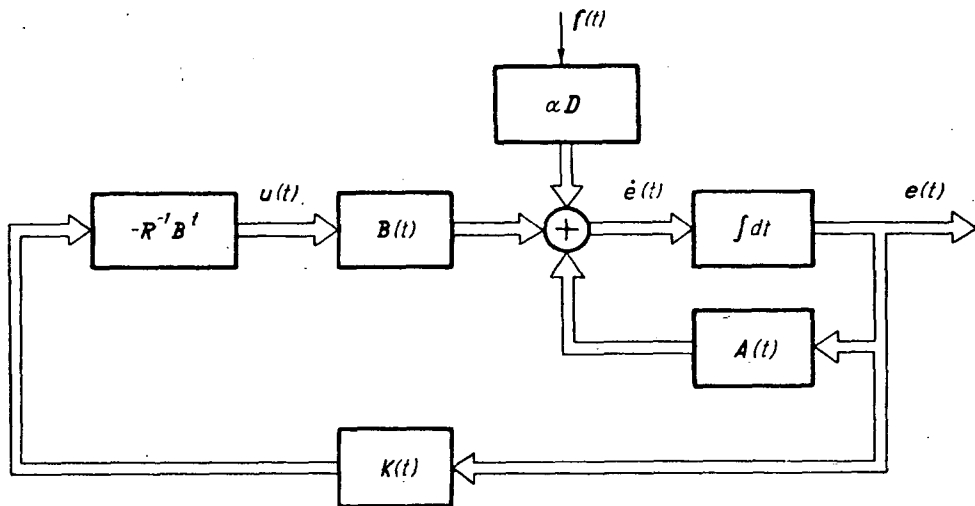
ugyanis sokszor annyira hízagosak, a mért adatok olyan jelentős perturbációt és mérési zajt tartalmaznak, hogy a vizsgált rendszernek csak a domináns dinamikai tulajdonságai határozhatók meg biztonságosan. Általában kevés az információ - mindkét szélső esetben - annak eldöntéséhez, hogy a.) az indentifikált modellparaméterek mind valóban a folyamathoz tartoznak-e, b.) a paraméterbecslés kritériuma milyen további közvetett (gyakran frekvencia szerinti) súlyozást hoz be, ami a modellparaméterek számottevő torzulását idézheti elő, c.) mi a teendő, ha matematikailag korrekt, de fiziológiai vagy szabályozástechnikai szempontból irreális modellt kapunk. A vázolt képhez az is hozzátartozik, hogy az elegáns, elvileg szinte "mindenttudó" módszerek sokszor nem folyamatcentrikusan (sőt inkább azoktól távol) születnek.

### 3. Keringés-szabályozási modellek

A bevezetésben említettük, hogy az ismert keringés-szabályozási modellek két fő típusba sorolhatók.

A lassu változásokra felépített modellek legjelentősebb képviselőjét Guyton és munkatársai szintetizálták (1). E modell különösen méreteiben lenyűgöző, s szükséges, hogy legalább néhány számadat tükrében bemutassuk. A keringés összefoglaló modellje 18 alrendszerből épül fel, ezek közül kiemelt jelentőségű a keringési dinamika modellje, amely 5 különböző térfogatu szegmensre (aorta, vénák, jobb pitvar, tüdő artériák, valamint a tüdő vénák és a bal pitvar kombinációja) oszlik. A véráram-utak leképzésére 33 blokkot használnak fel 17 fajta ágellenállás figyelembevételével. A keringési dinamika modellje 11 kimenőjellel befolyásolja a többi alrendszert, melyek 14 bemenőjel révén hatnak rá vissza. A teljes modell 177 változót és paramétert képez le, ezekből 24 független (külső) tényező, míg az alrendszerek közötti kölcsönhatásokat 67 bemenőjel és 59 kimenőjel képviseli. A keringési jellemzők (vérnyomás, véráramlás) középértékeit szimulálják csak (a pulzatil összetevők leképzése rendkívül megnövelné a szükséges memória-kapacitást, lassítaná, s egyben drágítaná a szimulációt), hasonlóan a többi változóhoz, melyek transzienseit 5 perc - 50 nap tartományban vizsgálják.

A gyors változásokra kialakított modellek közül az irányítás elvében igen érdekes és a modell leírásában korszerű példát (2) mutat be az 1. ábra, amely a nagyartériák pulzatil vérnyomás és áramlás viszonyait modellezi.



1. ábra

A keringési rendszer áramlási energiavesztését minimalizáló modell.

A rendszer perturbálható  $f(t)$  bemenőjele az aorta ascendens Fourier-sorral megadott véráramlási sebessége. A keringést  $S$  hosszanti artéria szakaszra, 7 érterületre bontják, ezek paraméterei határozzák meg az  $A$  rendszermátrix elemeit. A vénás oldali nyomásesést elhanyagolják. A carotis sinus vérnyomása a modell ellenőrző jele. A beavatkozást az érterületek eredő áramlási ellenállásának megváltoztatásával végzik oly módon, hogy a hosszanti artériaszakaszok és az érterületek ellenállásain "disszipált energia" minimális legyen. A rendszert állapotegyenlettel (3) írják le, az  $e(t)$  kimenő vektor 24 vérnyomás és véráramlás összetevőből áll. Az  $u(t)$  irányító vektort az  $R$  súlyozó mátrix, a  $B$  bemeneti mátrix és a Riccati-egyenlet megoldásaként kapott  $K(t)$  visszacsatolási mátrix határozza meg.

A modell számítástechnikai méreteire jellemző, hogy egy futás IBM 360/75 gépen 264 K memóriát és félóra gépi időt (700  $\mu$ s) igényelt, amelynek 98,5 %-a a Riccati-egyenlet megoldásához volt szükséges. Ekkora ráfordítás különösen akkor tűnik soknak, ha tekintetbe vesszük, hogy a modell jelentős elhanyagolásokat és több, lényeges ellentmondást tartalmaz a fiziológiai valósághoz képest, melyeknek csupán felsorolására szorítkozunk. Az energiaveszteség minimalizálása a ligha lehet a vérkeringés-szabályozás optimalitási kritériuma. (Bár az elv szerepet játszhatott az emlősök érhálózat-strukturájának kialakulásakor az evolúció során.) Döntő tényező a keringő vérmennyiség érterületek közötti eloszlásában azok élettfontossága és terhelése. A modell ezzel szemben például az aorta kifolyás 10 %-os csökkentésére a carotis ág ellenállásának 70 %-os növelését véli optimálisnak, ami az agy vérellátásának fokozott csökkenésére vezet. Az optimális irányítás által kívánt érterület-ellenállás változások meghaladják az élettani határokat. A modell nem veszi figyelembe a pulzusszám és a verőtér fogat változásának a vérnyomást befolyásoló hatását, holott a carotis sinus nyomásváltozásának érzékenysége közel egységnyi (maximális) mindkettőre, míg az érterület-ellenállás változásokra nézve hét közül csupán két esetben éri el az egytizedet.

A fenti két példa között helyezhetők el a különböző szintű pressorstat modellek, amelyek szabályozástechnikai szempontból a klasszikus negatív visszacsatolás elvére támaszkodnak (4) és a vérnyomás-szabályozás élettani rendszerében eddig nem azonosított alapjel- és különbségképzőt tételeznek fel.

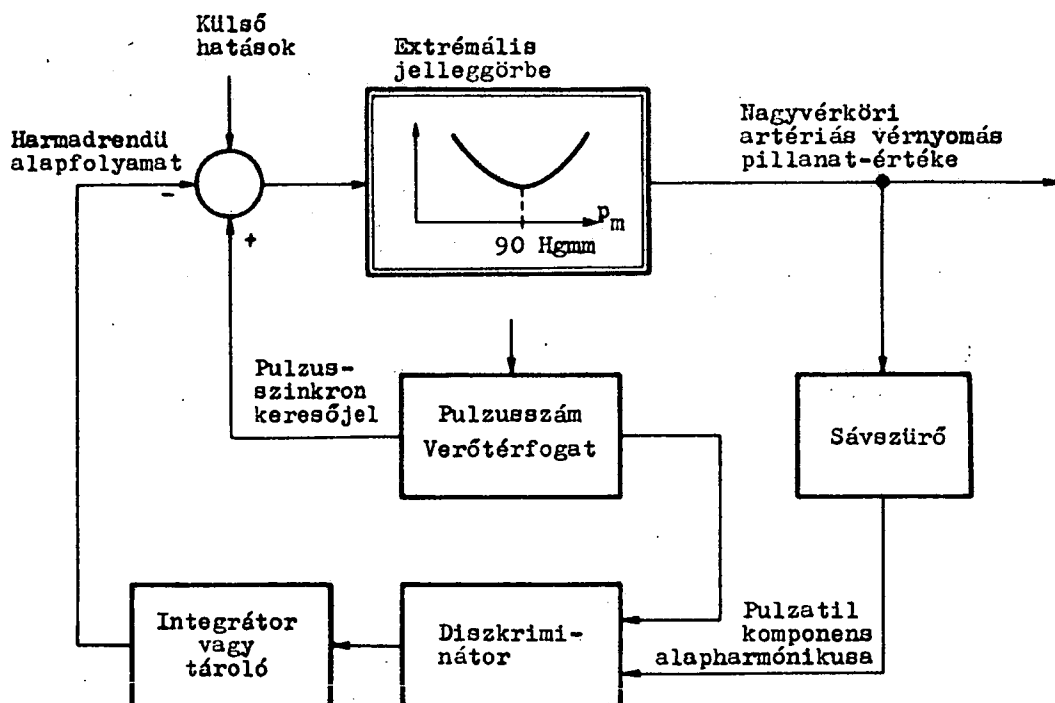
Az előzőekben bemutatott modelltipusok alapján érzékelhető, hogy a vérkeringési rendszer irányítási folyamatait eddig is különféle elvek szerint modellezték és e területen tág lehetőség nyílik továbbra is különböző modellezési és szimulációs elképzelések megvalósítására.

Az alapjel-probléma kikerülhető nemlineáris modellel, amely határciklusban működik (5) oly módon, hogy a pulzatil vérnyomás összetevőhöz illeszkednek a határciklus paraméterei. A ke-

ringést szabályozó lassabb (hormonális, idegrendszeri és egyéb) hatások a határciklus paramétereit (amplitudó, frekvencia, jelalak) befolyásoló dinamikával képezhetők le.

Az optimális irányítások körét tekintve, először is azt jegyezzük meg, hogy ezek modellezéséhez lényegesen több előzetes ismeret (optimalitási kritérium, extrémális jelleggörbe, stb.) szükséges, mint a hagyományos értéktartó szabályozásokhoz. Az artériás vérnyomás irányításában fel is tételezhető extrémális jelleggörbe. Többen megfigyelték, hogy az artériás középnyomás függvényében különböző pulzatil keringési paramétereknek (erek karakterisztikus impedanciája, pulzatil komponens varianciája) minimuma jelentkezik 90 Hgmm környezetében. Ez a megfigyelés egyik alapja lehet a műszaki rendszerekben alkalmazott kényszerlengéses szélsőérték-kereső irányítási elv (5) felhasználásának.

A 2. ábrán vázolt irányítás két, egymással kölcsönhatásban levő és egyidejű folyamatra épül. Keresőfolyamatként a pulzatil keringés értelmezhető, amely az aktuális munkapontnak az extrémális jelleggörbén való elhelyezkedése szerint olyan irányító jelet vált ki, amely az alapfolyamat módosításával a munkapontot a jelleggörbe minimumára viszi vissza a külső hatások ellenében.



2. ábra

Az artériás középnyomást optimalizáló, kényszerlengéses szélsőérték kereső modell.

Az elvi működés alapvető feltétele az, hogy az alapfolyamat lényegesen lassabb legyen a keresőfolyamatnál, ami a keringési rendszer esetében bőségesen teljesül is. Hangsúlyozandó, hogy a 2. ábra hatásvázlata csupán a funkcionális kapcsolatokat ábrázolja, s nem törekszik a keringési rendszer struktúrális leképzésére, amellyel azonban a vázlat bővíthető és kiegészíthető.

Annak ellenére, hogy kiemelten foglalkoztunk a keringési modellekben felhasznált irányítástechnikai elvekkel, elsődleges fontosságúnak - a részekre tagolás szemlélete alapján - az alapvető dinamikai összefüggések feltárását tartjuk. A továbbiakban e téren végzett munkánkról számolunk be.

#### 4. Az aorta nyomás-átviteli függvénye

Az aorta ascendens és arteria iliaca közötti érszakaszt, amely elosztott paraméterű és nemlineáris tulajdonságokkal rendelkezik, a legjobban közelítő lineáris rendszerrel írtuk le. A vizsgálatok kísérleti anyagát és módszereit (6) tartalmazza. Az érszakasz modelljét analóg számítógépen építettük fel és az indentifikációt a 3. ábra vázlata szerint végeztük. A stacionárius pulzati vérvnyomás-összetevők 10 sec tartamu szakaszát végtelenített mágnesszalagról játszottuk vissza. Az aorta ascendensben mért  $x(t)$  összetevőt a számítógépi modell bementére kapcsoltuk. Az arteria iliacában mért  $y(t)$  összetevőt pedig összehasonlítottuk a modell  $y_M(t)$  kimenőjelével. A  $h(t)$  eltérés négyzetének átlagát minimalizáltuk a modell paramétereinek változtatásával. A legkisebb hibát adó gépi paraméter-kombinációból határoztuk meg a közelítő átviteli függvény együtthatóit. A modellezett átviteli függvény fokszámát addig növeltük, amíg a  $h(t)$  eltérés a mérési hibák nagyságrendjére csökkent le. A végső átviteli függvény struktúra a következő alakban fejezhető ki:

$$W_M(s) = \frac{A(1+2 \{ {}_3T_3s + T_3^2s^2 \}) \exp(-T_H s)}{(1+2 \{ {}_1T_1s + T_1^2s^2 \}) \cdot (1+2 \{ {}_2T_2s + T_2^2s^2 \})}, \quad /1/$$

ahol  $s$  a komplex változó,  $A$  az átviteli tényező,  $\{ {}_{1-3} \}$  csillapítási tényező,  $T_{1-3}$  másodrendű időállandó és  $T_H$  a holtidő.

A feldolgozott 16 jelpár alapján az alábbi következtetések vonhatók le :

1) A pulzatil vérnyomásjelek spektruma elegendően széles frekvenciasávot fog át ahhoz, hogy a spontán jelek megfigyelésén alapuló, ún. passzív identifikációs módszer eredményes legyen (7).

2) A csupán időfüggést tartalmazó lineáris modell kielégítő volt az elosztott paraméterű (helykoordinátáktól is függő) és nem lineáris aorta szakasz dinamikájának leképezésére, mivel a modellezett és a mért iliac nyomás különbségét a vérnyomás mérés hibájára vagy az alá lehetett szorítani.

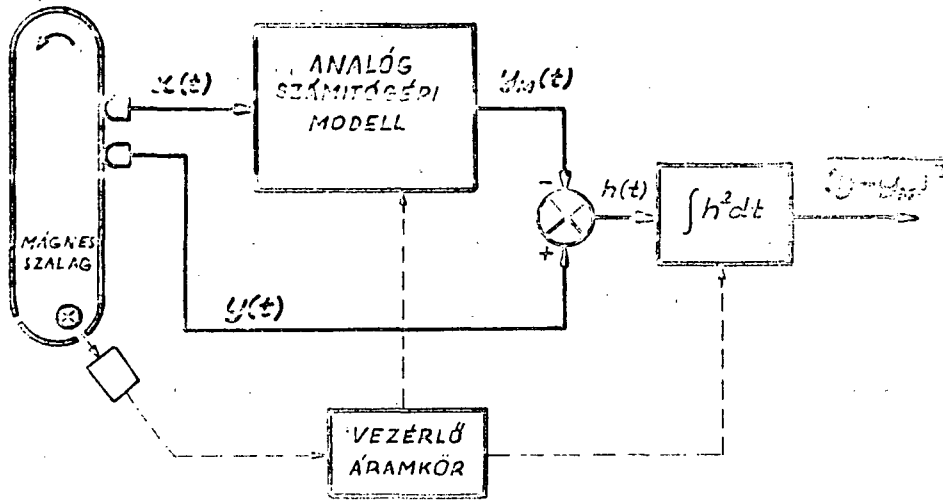
3) Az átviteli függvény mennyiségileg is jól felhasználható az aorta dinamikájának jellemzésére, mivel különböző kísérleti állapotoknál, ahol a keringési jellemzők (például a pulzus és a pulzusnyomás) 100 %-ban eltértek, a domináns átviteli függvény-paraméterek csak 2-20 % eltérést mutattak.

4) Az átviteli függvény szemléletes dinamikai magyarázatot adott arra a megfigyelésre, hogy a szívtől távolabb eső arteria iliacában a pulzusnyomás átlagosan kétszerese az aorta ascendensben mértnek. A statikus nyomás-összefüggést kifejező átviteli tényező  $A \approx 1$  értékre adódott (azaz nyomáserősítéssel nem számolhatunk), így a pulzusnyomás növekedése az iliacában a  $\tau_3$  és  $T_3$  paraméterekkel leírható differenciáló hatás következménye.

5) Az átviteli függvény paramétereit a frekvenciatartományban vizsgálva megállapítottuk, hogy a pulzusfrekvencia környezetében az amplitúdó-jelleggörbe meredeken emelkedik, a maximális kiemelés mintegy 12 dB. E megfigyelés részben alátámasztja az előző pontban mondottakat, részben pedig új szempontot nyújt a pulzus-szabályozás leképezéséhez.

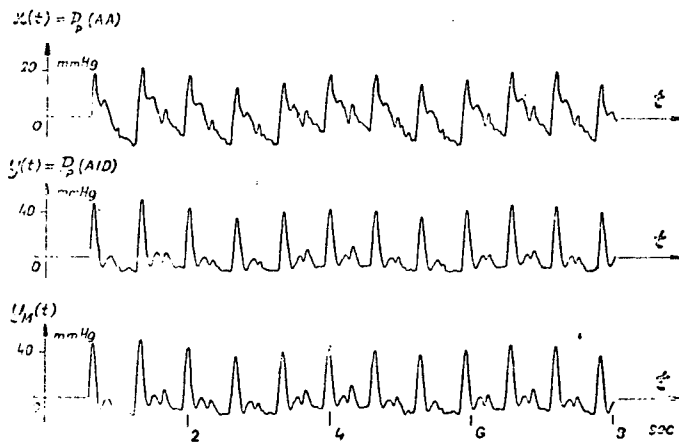
6) Az identifikált paraméterek középnyomás-függését tekintve megállapítottuk, hogy az érfal rugalmas tulajdonságait képviselő paraméterek egyértelmű változási tendenciát mutattak. Így a középnyomásnak, mint előfeszítésnek a csökkenésével a  $T_1$  és  $T_3$  másodrendű időállandók 20-40 %-os növekedését tapasztaltuk a 150 - -90 Hgmm tartományban.





3. ábra

Analóg számítógépes modellezés vázlatja.



4. ábra

Az aorta ascendens (x), az arteria iliaca (y) és az arteria iliaca modellezett pulzatiil vérnyomás összetevőinek lefolyása a 12. kutyén.

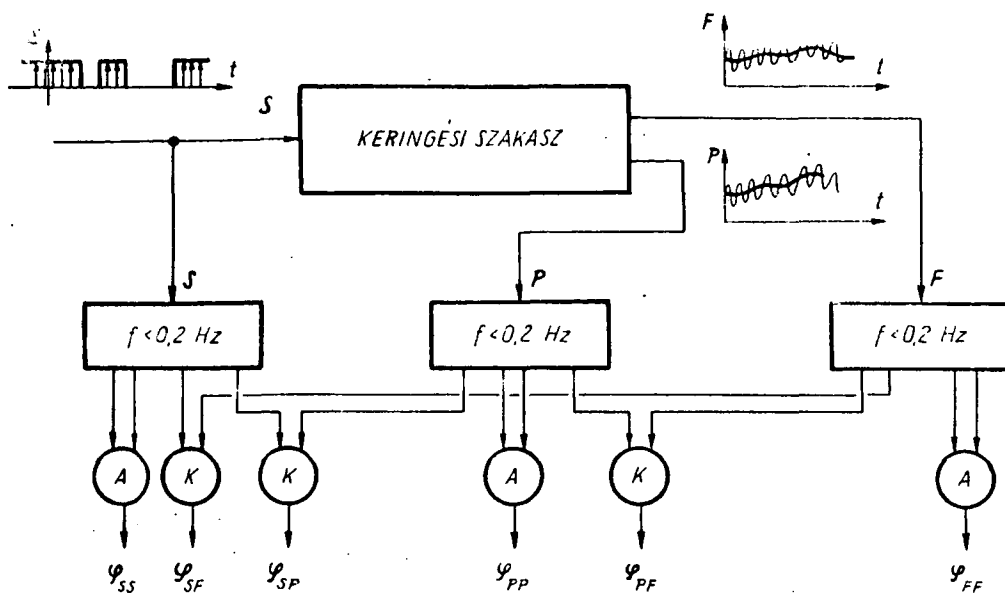
7) Kutyák esetében az aorta nyomás-átviteli függvény /1/ egyenletben szereplő paramétereinek jellemző értéke :  
 $A = 1, \quad \xi_1 = 0,25, \quad \xi_2 = 0,4, \quad \xi_3 = 0,9, \quad T_1 = 35 \text{ ms}, \quad T_2 = 10 \text{ ms}, \quad T_3 = 33 \text{ ms}, \quad T_H = 32 \text{ ms}.$

### 5. Harmadrendű keringési hullámok identifikációja

Míg a keringési jellemzők pulzussal szinkron összetevői jelentősen módosulnak a nagyerek mentén, addig a harmadrendű hullámok ( $f \leq 0,2 \text{ Hz}$ ) változás nélkül haladnak át. Az utóbbiak spontán változásai egyrészt a dinamikához képest nem elég széles spektrumúak, másrészt a harmadrendű hullámsávban sok más (a vizsgálat szempontjából zaj-) hatás is érvényesül, ezért aktív korrelációs módszert alkalmaztunk. A kísérleti módszer részleteire és a kiértékelés leírására (8) nem térünk ki, viszont kiemeljük a statisztikus módszer felhasználási lehetőségeit.

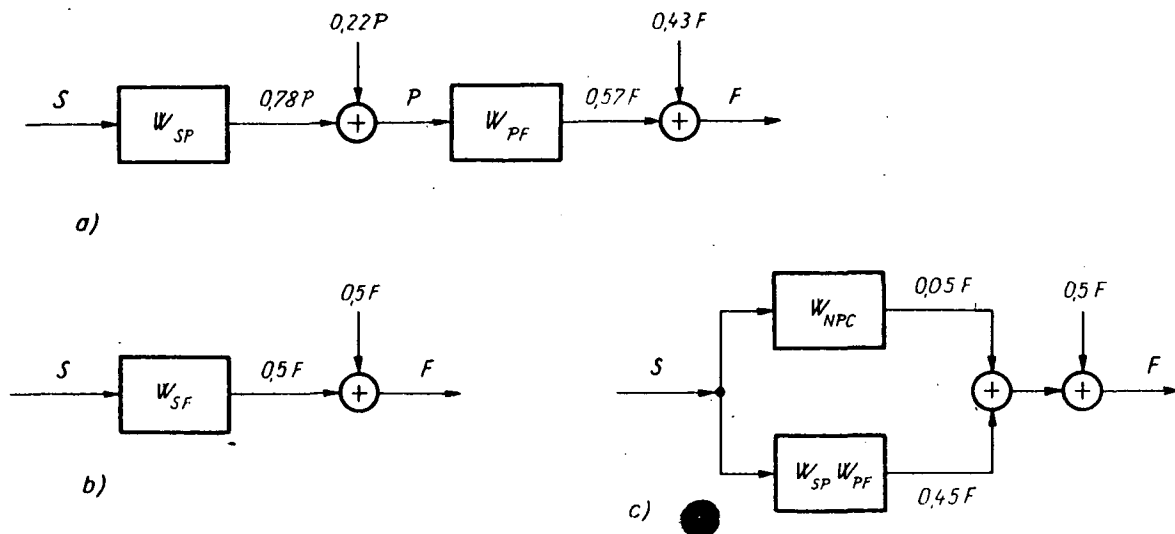
A vizsgálat vázlatát az 5. ábra mutatja. Vizsgáló jelként sztochasztikus idegingerlést (S) alkalmaztunk efferens (vagus) és afferens (ischiadicus és brachialis) rostokon. Bár az egységnyi jel/szünet arányú bináris zaj a stimuláló impulzusok felét kapcsolta az idegekre a folyamatos ingerléshez képest, a vérnyomás (P) kiváltott változásai sztochasztikus ingerléskor voltak nagyobbak, ami főként az adaptációs mechanizmus zajjal szembeni tehetetlenségnek a következménye. A három jelből hat (A: auto-, K: kereszt-) korrelációfüggvényt ( $\varphi$ ) képeztünk, ami három elsődleges átviteli függvény meghatározására ad lehetőséget, a 6. a) és b) ábra szerint. A  $W_{SP}$  átviteli függvény a P artériás középnyomásnak az S idegingerléssel kiváltott összetevőjét, míg  $W_{PF}$  az F mellékvese középáramlásnak a vérnyomással, illetve  $W_{SF}$  a véráramnak az idegingerléssel korreláló komponensét írja le. Ezek az átviteli függvények az egyes szakaszok bemenőjel auto-, illetve a bemenő-kimenőjel keresztkorreláció-függvényeiből határozhatók meg. A korrelációs módszer azonban további lehetőségeket is nyújt.

Az egyes szakaszok kimenőjel autokorreláció-függvényeit is bevonva az elemzésbe, számítható a vérnyomásnak stimulussal,



5. ábra

Aktiv kísérleti identifikáció vázlata sztochasztikus idegingerlés (S), artériás középnyomás (P) és mellékvese véráramlás (F) dinamikus összefüggésének meghatározásához.



6. ábra

Sztochasztikus idegingerlés (S), artériás középnyomás (P) és mellékvese véráramlás (F) kapcsolatának leírása átviteli függvényekkel.

továbbá a véráramlásnak stimulussal, illetve vérnyomással nem korreláló összetevőjének az autokorreláció-függvénye, ami  $\overline{\Delta T}$ -kalmt ad a jeleket befolyásoló egyéb hatások jelstrukturájának és súlyának értékelésére, elhanyagolhatóságuk vagy fontosságuk számszerű megítélésére.

A 6. ábrán feltüntetett törtszámok ennél is tömörebb jellemzőt képviselnek, azt mutatják, hogy négyzetes középértékben mérve a kimenőjel hányadrésze származik az átviteli függvény szerint módosított bemenőjelből. A viszonyszámot a dinamikus korrelációs együttható (9) adja meg, amely zérus középértékű jelekre számított korrelációfüggvények alatti területtel fejezhető ki, például S és P vonatkozásában:

$$k_{SP} = \frac{\left| \int_{-\infty}^{\infty} \varphi_{SP}(\tau) d\tau \right|}{\left[ \int_{-\infty}^{\infty} \varphi_{SS}(\tau) d\tau \int_{-\infty}^{\infty} \varphi_{PP}(\tau) d\tau \right]^{1/2}} = 0,78 \quad /2/$$

A dinamikus korrelációs együttható értéke lineáris és koncentrált paraméterű dinamika esetében 0 és 1 közé esik. A  $k > 1$  értéknek három, akár egyidejűleg jelentkező oka is lehet:

- a.) zajos mérés,
- b.) nemlineáris a rendszer,
- c.) a kimenőjelenek a bemenőjelből származón kívül más összetevői is vannak.

(Megjegyezzük, hogy az általánosan használt korrelációs tényező folyamatok esetében az ok-okozati kapcsolatra csak a jelalakok megegyezésének mértékében utal, így csak dinamika nélküli rendszerben egezik meg a dinamikus korrelációs együtthatóval.)

Abban az esetben, ha az S idegingerlés csak a P vérnyomáson át hatna az F véráramlásra, a 6.b) ébra az a) ébrán látható hatásvázlat

$$W_{SF} = W_{SP} W_{PF} \quad /3/$$

átviteli függvényű eredője volna. A stimulus azonban más úton (pl. a központi idegrendszeren át) közvetlenül is hat a véráramlásra a 6.c) ábra szerint. E hatást a  $W_{NPC}$  átviteli függvény fejezi ki és a

$$W_{NPC} = W_{SF} - W_{SP}W_{PF} \quad /4/$$

összefüggés alapján számítható.

A harmadrendű keringési hullámok tanulmányozását továbbra is fontosnak tartjuk, egyrészt mivel jelentős mértékben vesznek részt a vérnyomás-hullámok kialakításában, másrészt amiatt, hogy érzékenyebben reagálnak az artériás középnyomás változására, mint az elsőrendűek, s így komoly szerepük lehet a keringést szabályozó hatások közvetítésében.

Mivel növekedőben van a statisztikus módszerekkel végzett vizsgálatok száma, szükséges kitérni olyan kérdésekre is, mint az eredmények pontossága, a folyamat előírtan pontos leírásához tartozó megfigyelési idő és a jelek stacionaritásának ellenőrzése (9). A statisztikus vizsgálatok pontossága csak optimális esetben egyezik meg az alkalmazott célszámítógép specifikált pontosságával, ami gyakran meg sem közelíthető a rendelkezésre álló megfigyelési idő, illetve a vizsgált folyamat nem stacionárius volta miatt.

Bár a véges megfigyelési idő és az instacionaritás hatása hasonló módon jelentkezik (pl. folyamatosan átlagoló korrelátorok esetében a korrelációfüggvények "kigyóznak"), fontos a két hatást különválasztani. Ha egy stacionárius jel egymás után következő, azonos  $T$  ideig megfigyelt szakaszaiból számítunk statisztikus jellemzőket, akkor az ismételt számítások eredményeinek eltérése csökken  $T$  növelésével. Ezért stacionárius jelekre a megfigyelési időt addig célszerű növelni, amíg a mért jellemzők (korrelációfüggvény, spektrum, eloszlásfüggvény, szórás, stb.) eltérése kisebbé válik a számítógép berendezés specifikált (optimális) pontosságánál. Ezt az időt szükséges megfigyelési időnek ( $T_0$ ) nevezzük.

A szükséges megfigyelési idő magától a folyamattól, sőt a számítógép berendezéstől is függ. A szakirodalom részletesen elemzi a

véges megfigyelési időből eredő hibákat (10). A hibaképletek alkalmazásához sok olyan a priori ismeret, illetve feltételezés szükséges, amelyet éppen a vizsgálatból kívánunk megkapni. Az összefüggések stacionárius, ergodikus jelekre érvényesek, ismerni kell a folyamat eloszlástípusát, sávszélességét, melyen belül a spektrumnak egyenletesnek is kell lennie. A valóságban a jelek periódikus összetevőket is tartalmaznak, mégpedig a spektrum kisfrekvenciás részén, ami növeli a hibát. A képletekben szerepel annak a statisztikus jellemzőnek a pontos értéke is, amelynek mérési hibáját kívánjuk meghatározni. A kör ezzel bezárul, és általában kevés a remény arra, hogy elővizsgálatok nélkül megbízható eredményekhez jussunk. Ha egy adott típusu folyamatról nagy mennyiségben kell statisztikus jellemző függvényeket számítani, akkor feltétlenül hasznos a hibaképletek (10) alapos elemzése előzetes vizsgálatok során.

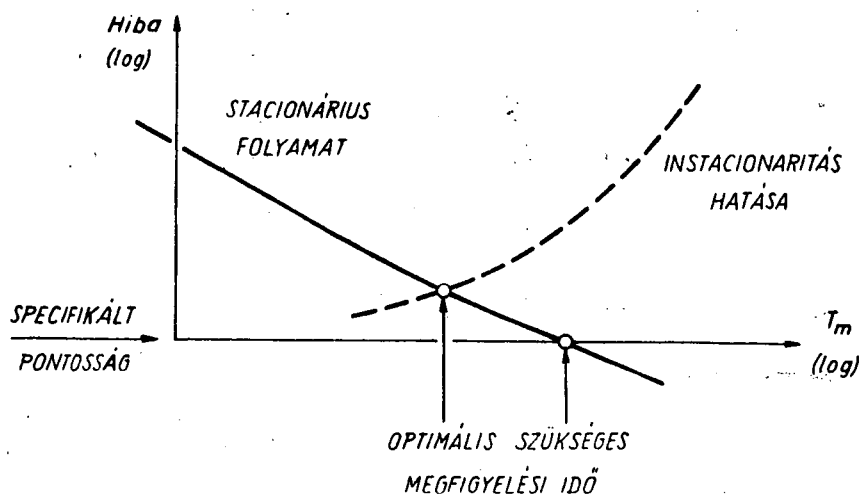
Ha egyedi vizsgálatokat kell különböző jelstrukturájú folyamatokról végezni, akkor gazdaságosabb egy gyakorlatilag jól használható ökölszabályt (9,11) alkalmazni a szükséges megfigyelési idő megválasztására. Előzetesen (megfontolások vagy mérés alapján) meghatározzuk a sztochasztikus jelnek a vizsgálat szempontjából figyelembe veendő  $f_{min}$  legkisebb frekvenciájú összetevőjét. Ha (a korrelációfüggvény maximális értékére vonatkoztatott)  $h$  százalékos hibát engedünk meg legfeljebb bármely függvénypontra, akkor az alkalmazandó  $T_c$  átlagolási idő állandó  $f_{min}$  függvényében stacionárius jelekre meghatározható:

$$T_c \geq \frac{200}{h \cdot f_{min}} \quad /5/$$

A  $T_c$  szükséges megfigyelési idő pedig minimálisan kétszerese legyen  $T_c^0$  nek. Sokkal hosszabb megfigyeléskor azonban nő a veszélye annak, hogy a folyamat instacionáriussá válik.

A statisztikus módszerek alkalmazása egyszerűbb és kidolgozottabb stacionárius folyamatokra, amelyek statisztikus jellemzői függetlenek a megfigyelés kezdeti időpontjától. A stacionaritás mértéke

a gyakorlatban  $T \gg T_0$  -ra megfigyelt,  $T_c$  időre átlagolt statisztikus jellemző (középérték, szórás, egy korrelációfüggvény-pont vagy egy adott frekvencián a spektrumsűrűség, stb.) változásával ellenőrizhető (9). Az adott  $T$ -hez tartozó  $h$  hibát meghaladó változások a jel nem stacionárius voltának következményei és annak mennyiségi jellemzésére is alkalmasak. Nemstacionárius jelekre két esetet célszerű megkülönböztetni. Lényegesen nemstacionárius a folyamat akkor, ha a statisztikus jellemzők változása  $T$ -nál rövidebb időn belül jelentkezik. Ekkor a statisztikus módszerek erős fenntartásokkal alkalmazhatók csupán. Akkor viszont, ha a statisztikus jellemzők változása  $T$ -nál nagyobb idő múlva jelentkezik, külön-külön vizsgálhatók a jel közel stacionárius szakaszai. Biológiai és műszaki rendszerekből származó sztochasztikus jelekre rendszerint az utóbbi teljesül. A megfigyelési időről és a stacionaritásról elmondottakat a 7. ábra illusztrálja, melyen a folytonos vonal az /5/ összefüggésből adódik.



7. ábra

Méréssel meghatározott statisztikus jellemzők hibájának alakulása.

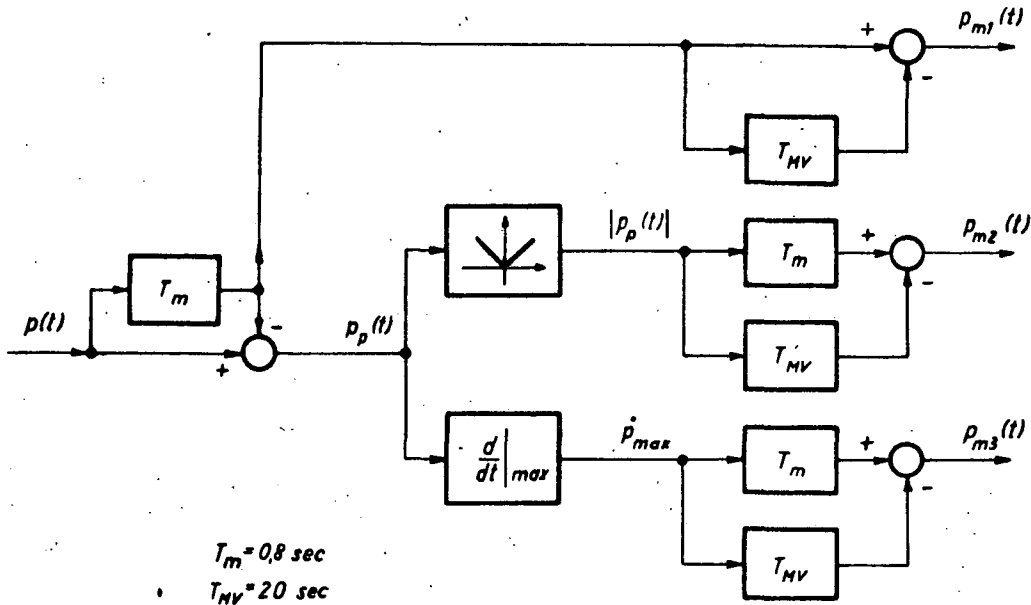
Vizsgálatainkban kiemelt figyelmet fordítunk a fenti kérdésekre, mivel döntően befolyásolják a kapott eredmények megbízhatóságát. Általában egyszázalékos pontosságot nyújtó megfigyelési időt alkalmaztunk, mintegy 5000 szív ciklus különböző statisztikus jellemzőit vizsgálva, az öt százaléknál kevesebbet változó szakaszokat tekintettük stacionáriusnak (12).

#### 6. Első- és harmadrendű vérnyomás hullámok kapcsolata

A harmadrendű vérnyomás komponensek teljesítménysűrűség-spektrumát vizsgálva, az artériás középnyomás csökkenésekor azt tapasztaljuk, hogy azok domináns csúcsa a kisebb frekvenciák és a nagyobb teljesítménysűrűségek irányába tolódik el, majd reinfúziós szakaszokban a spektrum közel egyenletessé, zajszerűvé válik. Ha feltételezzük, hogy a keringést szabályozó hatásokat a domináns összetevők közvetíthetik, akkor a lassu, 10-100 sec periódusidejű hullámok hatása a pulzatil összetevőn is meg kell jelenjen, a reinfúziós szakaszokban való eltűnése pedig a szabályozás károsodását tükrözi. Ezért megvizsgáltuk a pulzussal szinkron vérnyomás hullámok két paraméterének (a pulzusnyomásnak és a derivált maximumnak) változását a harmadrendű összetevők frekvenciasávjában. A 8. ábra tömbvázlata szerint lineáris szűréssel szétválasztottuk a pulzatil és a harmadrendű összetevőt. Képeztük a pulzusnyomás abszolút értékét és a derivált maximumot, s ezek harmadrendű változásait. A háromféle ( $P_{m1}$ ,  $P_{m2}$ ,  $P_{m3}$ ) harmadrendű vérnyomás változást szinkronban regisztráltuk mágnesszalagon és meghatároztuk auto- illetve keresztkorreláció-függvényeiket. Az elkészített 96 korrelációfüggvényből példaképpen bemutatunk a 9. ábrán egy sorozatot. Már az autokorreláció-függvényekből is kitűnik, hogy mind a három jel statisztikai struktúrája nagyon hasonló, a spektrumoknál említett domináns frekvencia szerint változik a pulzusnyomás és a derivált maximum is. A keresztkorreláció-függvények csúcsának elhelyezkedése a  $\tau = 0$  értékhez képest jelzi, hogy a pulzusnyomás és a derivált maximum harmadrendű változása közel szinkronban jelentkezik és hogy mindkettő késik a  $p_{m1}$  additív vérnyomás összetevőhöz képest. Az összetevők származtatásakor alkalmazott nemlineáris műveletek ellenére a késés azt jelenti, hogy az additív összetevő megváltozása az oka a pulzatil paraméterek módosulásának. A di-



namikai kapcsolat szoros és indokolja, hogy az egymással kölcsönhatásban levő, de eltérő frekvenciasávba eső változások egységes modellbe foglalására törekedjünk.

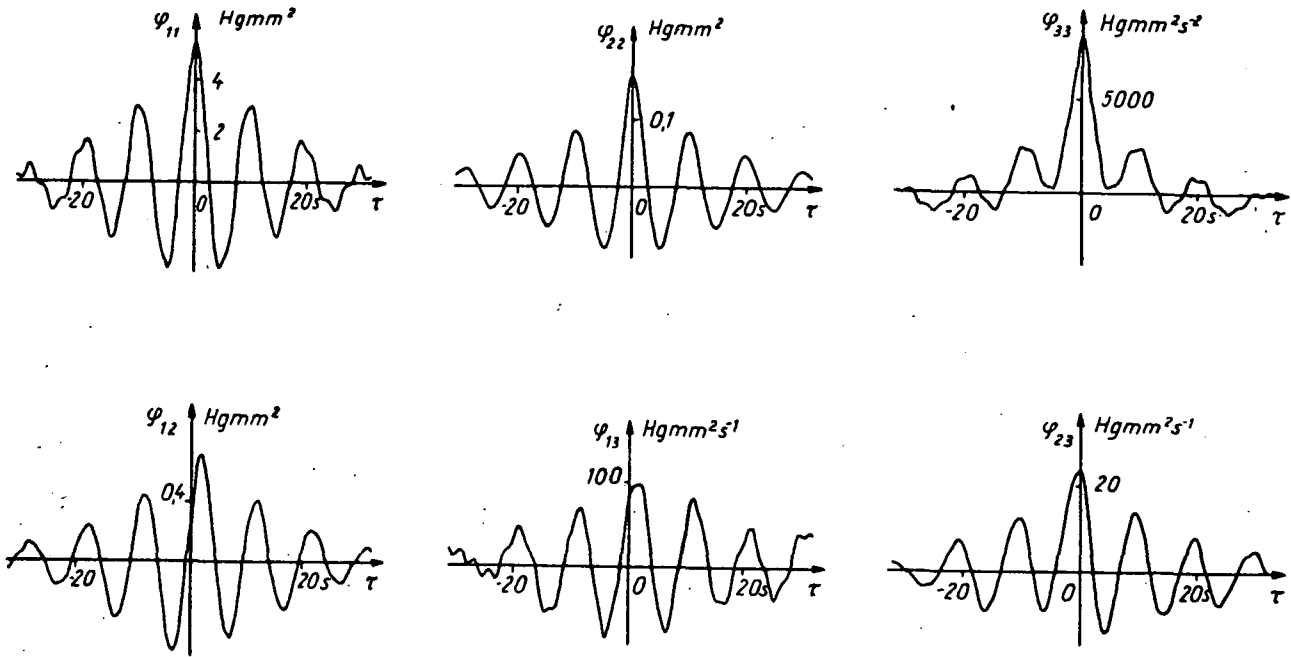


8. ábra

Vérnyomásjelek harmadrendű ( $0,008 \text{ Hz} \leq f \leq 0,2 \text{ Hz}$ ) összetevőinek származtatása. Jelölések:  $p(t)$  a teljes jel,  $p_p(t)$  a pulzátill komponens,  $p_{m1}(t)$  a vérnyomás,  $p_{m2}(t)$  a pulzusnyomás,  $p_{m3}(t)$  a derivált maximum harmadrendű változása.

## 7. Következtetések

Ugy véljük, hogy a vérnyomás-szabályozás dinamikus leírását kell először kiegészíteni az első- és harmadrendű hullámok kapcsolatának modelljével. Az irányítási modell szintézisére, melynek több nemlineáris tulajdonsága várható, a rész-dinamikák elemzése után kerülhet sor. Nem törekszünk átfogó (overall) szabályozási modellre olyan értelemben, hogy az az aprólékos szerkezeti megfeleltetést tükrözze.



9. ábra

Harmadrendű vérnyomás hullámok korrelációfüggvényei a 11. kutyán, 150 Hgmm stabilizált középnyomáson, a. iliaca-ban mérvé. Indexek jelentése: 11 a vérnyomás, 22 a pulzusnyomás, 33 a derivált maximum harmadrendű változásának auto-korreláció-függvénye, 12 a vérnyomás - pulzusnyomás, 13 a vérnyomás - derivált maximum, 23 a pulzusnyomás - derivált maximum harmadrendű változásainak keresztkorreláció függvény indexe.

Tekintettel arra, hogy a modellezés és a szimuláció költségei rohamosan növekednek a modell bonyolultabbá válásával, továbbá arra, hogy egyes vizsgálatok nem igénylik a teljes rendszer minden tagjának egyidejű működését, modulárisan bővíthető modell felépítését tartjuk hatékonynak. Ha pl. az aorta szakasz /1/ átviteli függvényét eredő modelltagnak tekintjük, akkor a megfelelő szerkezethűbb modul az egyes artéria leágazások közötti átviteli függvények láncá, melynek paraméterei már az érfalmechanikai tulajdonságokat is közvetlenül képviselik.

Elegendő tehát az, hogy az alapvető irányítási modell csak néhány ponton illeszkedjék a keringési rendszerhez, annak legfontosabb hatásutjait és makroszkópicusan képezze le. Részletes vizsgálathoz az egyes eredővel jellemzett szakaszok helyébe strukturahű modul iktatható be, ami sokszorosára emeli a szerkezet elemzési finomságát, míg a modellt nem bonyolítja ennek megfelelő mértékben.

### Irodalom

- (1) Guyton, A.C. et al.: Circulation : Overall Regulation. Annual Rev. of Physiol. 34 : 13-46. (1972)
- (2) Doubek, E.: Least Energy Regulation of the Arterial System. Disszertáció, Pennsylvania Egyetem, Philadelphia (1973)
- (3) Csáki F.: Fejezetek a szabályozástechnikából. Állapotegyenletek. Műszaki Könyvkiadó, Budapest, 1973.
- (4) Regulation and Control in Physiological Systems. Ed:A.S. Iberall és A.C. Guyton. ISA, Pittsburg (1973)
- (5) Csáki F.: Korszerű szabályozáselmélet. Akadémiai Kiadó, Budapest, 1970.
- (6) Szűcs B., Monos E.: Számítógépek és fiziológiai berendezések... Számítástechnikai és kibernetikai módszerek... 2. Kollokvium, Szeged, 115-123 (1971)
- (7) Szűcs, B. et.al.: Comparison of Identification Methods... In: Identification and System Parameter Estimation. Ed : P. Eykhoff. North-Holland Publ.Co, Amsterdam, 235-238 (1973)
- (8) Szűcs, B., E. Monos: Circulatory System Analysis... Intern. J. Bio-Medical Computing, 1 : 87-102 (1970)

- (9) Automatizálási Tanszék MK Irányítási rendszerek modellezése.  
Tankönyvkiadó, Budapest, 77-108 (1973)
- (10) Bendat, J.S., A.G. Piersol: Random Data: Analysis and  
Measurement Procedures. Wiley-Interscience, New York,  
170-188 (1971)
- (11) Szűcs, B., F. Csáki: On Evaluation Statistical Characteristics..  
IMEKO V, Versailles, D-TH-25 (1970)
- (12) Szűcs, B., E. Monos: Statistical Nature of Blood Pressure...  
Period. Polytech. El.Eng. 16: 395-402 (1972)