



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

Gépészmérnöki Kar

Hidrodinamikai Rendszerek Tanszék

Véráramlás modellezése a nagyvérköri artériákban és vénákban

Doktori disszertáció alapján készült tézisfüzet

Készítette: Bárdossy Gergely
okleveles gépészmérnök

Konzulens: Dr. Halász Gábor
egyetemi tanár

2011. december 1., Budapest

1. Bevezetés

A vérkeringés alapvető funkciót lát el az emberi szervezetben. A keringési rendszer fő szerepei közé tartozik a sejtek oxigénnel és tápanyaggal való ellátása, illetve a salakanyagok és a szén-dioxid elszállítása. Emellett számtalan egyéb feladata van a kardiovaszkuláris rendszernek, ezek részletes leírása megtalálható az élettannal foglalkozó könyvekben.

A kardiovaszkuláris rendszer tulajdonságainak és működésének biomechanikai szempontból történő vizsgálatára épülő tudományág a hemodinamika (Monos [12]).

A keringési rendszert két részre osztják fel: nagy- és kisvérkörre. A nagyvérkör feladata, hogy az oxigénben és tápanyagban dús vért eljuttassa a szervezet sejtjeihez, illetve elszállítsa a salakanyagokat és a felgyülemelő szén-dioxidot. A kisvérkör a szén-dioxidban dús vért juttatja el a tüdőhöz, ahol megtörténik a szén-dioxid leadása majd pedig az oxigénfelvétel. A nagyvérkört két részre, artériás és vénás rendszerre bonthatjuk fel. Az artériás hálózaton keresztül jut el a vér a test sejtjeihez. A vénás hálózat ezzel szemben összegyűjti a vért és visszajuttatja a szívhez.

Napjainkban a keringési rendszer megbetegedései okozzák a legtöbb elhalálozást a fejlett és a fejlődő országokban. A WHO 2005. évi halálozási adatbázisa szerint Magyarországon a halálesetek 52 százalékát a keringéssel kapcsolatos megbetegedések okozták. A magas mortalitási ráta is mutatja, hogy kiemelten fontos feladat a vérkeringéssel kapcsolatos betegségek kiváltó okainak megismerése, illetve a megfelelő terápiás eljárások kifejlesztése - ez alapvetően orvosi feladat. Ugyanakkor az okok feltárásához szükséges a véráramlással kapcsolatos fizikai mechanizmusok ismerete. Ebben lehet segítségére az áramlástan az orvostudománynak.

A Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Gépészmérnöki Karához tartozó Hidrodinamikai Rendszerek Tanszéken 2002 óta zajlanak kutatások a hemodinamika területén. Ezen belül számos kutatási részterület létezik. Ezek között szerepel az artériás érhálózat modellezése. Az áramlástan alapegyenletei (mozgásegyenlet és kontinuitás egyenlet), illetve az érfal viselkedését leíró anyagmodellek segítségével felépíthető egy érhálózati modell. A hálózat ágait az erek egydimenziós, elosztott paraméterű modelljei alkotják. A modellhálózaton számítógépes szimulációk futtathatók, amelyekkel vizsgálni lehet az érrendszer különböző tulajdonságait: az egyes érszakaszokban fellépő nyomáshullámok, sebesség-idő görbék, illetve a hullámterjedési sebesség és a deformáció időbeli változása számíthatók ilyen módon. A megfelelő anyagmodell kiválasztása és az áramlást leíró egyenletekbe való beillesztése a jelen munka egyik feladata.

Egy másik probléma, ami foglalkoztatja az orvostudományt, a centrális aortanyomás meghatározása. A centrális aortanyomás mérése azonban invazív módon történik, ami körülményes mérési technika és kockázati tényezőket is hordoz magában. Ennek kiváltására a brachiálison mért vérnyomásjelből próbálnak meg becslést adni a centrális aortanyomásra. Különböző módszereket fejlesztettek ki erre a célra, de az alkalmazott összefüggéseket általában empirikus módon határozták meg. A rendelkezésre álló artériás modellhálózat segítségével azonban kifejleszthető egy olyan módszer, ami az áramlástan egyenletek, illetve az anyagmodell felhasználásával számítja ki a centrális aortanyomás értékét. Ennek az eljárásnak a kifejlesztését és az alkalmazását is bemutatjuk a disszertációban.

Ahhoz, hogy egy adott érszakasról több információt nyerjünk, ki kell ragadnunk azt a hálózatból és alaposabb vizsgálatnak kell alávetni. Háromdimenziós CFD (Computational Fluid Dynamics) szimulációkat végrehajtásával az érszakasz térbeli áramlástanai modelljében a nyomás- és sebességmező válik ismertté. Ezt kiegészíthetjük azzal, hogy az érfalat rugalmasnak tekintjük és számítjuk a nyomás és a csúsztatófeszültségek hatására kialakuló alakváltozást. Az ilyen kapcsolt FSI (Fluid-structure interaction) szimulációkhoz megfelelő interpolációs módszerekre van szükség, amelyek összekötik egymással az áramlási teret az alakváltozásra képes testtel. A jelen munkában bemutatunk egy újfajta interpolációs módszert.

A vénás érhálózat több szempontból is eltér az artériás hálózattól. Egyrészt a vénákban uralkodó átlagos vérnyomás jelentősen kisebb az artériákban mérhetőnél. Másrészt pedig a vénás érfal rugalmassági modulusza is kisebb, így a vénák tágulékonyabbak. További eltérés a véráramlást létrehozó mechanizmusokban tapasztalható: A szív által biztosított nyomáskülönbség itt is fontos szerepet játszik, de ez önmagában nem elegendő. A véráramlást segíti a vénákat körülvevő izmok összehúzódása és elernyedése (ún. izompumpa hatás), illetve a vénák mellett haladó artériák pulzálása. Ennek következtében az egyes vénaszakaszok periodikusan összenyomódnak majd pedig elernyednek. A visszaáramlást vénás billentyűk gátolják, ezek áramlástechnikai szempontból visszacsapó szelepek tekinthetők.

Az összenyomódás következtében kiáramló vérmennyiség becsléséhez szükséges ismereni az ér által felvett alakot. Az összenyomódott érszakasz alakjának számítására többféle módszert ismert. Egyik lehetőség, hogy egy kétdimenziós matematikai modellt alkalmaznak a keresztmetszet változás leírására. A másik lehetőség háromdimenziós kapcsolt FSI szimulációk futtatása. Az első esetben csak egy adott keresztmetszetben kapjuk meg az érfal alakját, míg a második esetben a teljes végső alak számítható. Ehhez ugyanakkor jelentősen nagyobb számítási kapacitásra van szükség. Mindkét módszert bemutatjuk, illetve a kapott eredményeket összehasonlítjuk egymással.

A Hidrodinamikai Rendszerek Tanszék tudományos oktató- és kutatólaboratóriumában elkészült egy mérőberendezés az érfal összeroppanás jelenségének modellezésére. A mérésekből származó eredményeket és az ezekből levont következtetéseket szintén bemutatom a disszertációban.

2. A kapcsolódó szakirodalom rövid áttekintése

Monos [11] szerint az érfalak úgynevezett bioviszkoelasztikus tulajdonságokkal rendelkeznek, tehát az érfali deformáció egyaránt függvénye a nyomásnak és az időnek. Továbbá a nyomásváltozás okozta deformáció során a felterhelés és a leterhelés görbéje között histerézis alakul ki.

Az artériás érhálózatban kialakuló instacionárius áramlási viszonyokat többféle matematikai módszerrel vizsgálták az elmúlt évtizedekben. A legnépszerűbbek ezek közül az impedancia módszer, illetve a karakterisztikák módszere.

Az impedancia módszer az egydimenziós mozgásegyenletből, illetve a kontinuitás egyenletből indul ki. A nyomást és a sebességet átlagos és periodikus mennyiségek összegére

bontja fel. Ezeket behelyettesítve az előbbi egyenletekbe megkapjuk az úgynevezett "telegráf" egyenleteket. Az impedancia módszer egyik fő hátránya azonban, hogy elhanyagolja a mozgásegyenletben fellépő konvektív tagokat, tehát linearizálja a leíró egyenleteket. További korlátot jelent, hogy alkalmazása esetén csak periodikus gerjesztés adható meg peremfeltételként. Az impedancia módszert alapvetően fa struktúrát követő hálózatokra alkalmazzák.

Avolio [1] összetett hálózati gráfot hozott létre, amelyben az egyes ágakat az artériáknak feleltette meg. A jelen munkában az általa összeállított artériás modellhálózatra fogunk támaszkodni.

Az impedancia módszer mellett a karakterisztikák módszerét használják előszeretettel az artériás véráramlás számítására. A módszer alkalmazásával két parciális differenciálegyenletből (mozgás- és kontinuitás egyenletek) közöséges differenciálegyenlet rendszert kapunk. Időben elsőrendű közelítést alkalmazva úgynevezett karakterisztikus rács mentén megoldhatók az egyenletek. A karakterisztikák módszerének előnye, hogy sem linearitást (konvektív tagok elhanyagolása a mozgásegyenletből), sem pedig periodicitást nem kell feltételeznünk.

Az érfalak viselkedése hasonlít az úgynevezett hiperelasztikus anyagok viselkedésére (Halász [3]). Ezek a gumyszerű, illetve polimer anyagok feszültség hatására nagymértékben deformálódnak, majd a terhelés megszűnése után maradó alakváltozás nélkül visszanyerik az eredeti állapotukat. Az ilyen anyagok mechanikai viselkedésének leírásához dolgozták ki az úgynevezett Mooney-Rivlin féle anyagmodellt (Taylor és Gerrard [13]). Till [14] alkalmazta egyaránt a Streeter-Wylie, illetve a Mooney-Rivlin féle anyagmodelleket az artériás érhálózat modelljének felépítéséhez. A számítási eredmények azonban nem mutattak jelentős különbséget a két anyagmodell között.

Till et al. [16] egy, a polimertechnikában is előszeretettel alkalmazott, háromparaméteres mechanikai modellt, az úgynevezett Stuart modellt használták fel egy viszkoelasztikus anyagmodell kifejlesztésére. Méréssorozatot is végrehajtottak egy viszkoelasztikus tulajdonságokkal rendelkező szilikonszöveten. A mérési eredményeket számítással igyekeztek reprodukálni. A viszkoelasztikus anyagmodellel végzett futtatások sokkal jobban közelítették a mérési eredményeket, mint a Mooney-Rivlin féle modellel ([3]).

A jelen munka egyik célja egy olyan viszkoelasztikus anyagmodell kidolgozása, amely egyrészt figyelembe veszi az érfal nemlineáris alakváltozását, másrészt pedig kezelni tudja az érfal fel- és leterhelése során kialakuló hiszterézist. A modellt úgy dolgoztuk ki, hogy az beilleszthető legyen az egydimenziós kontinuitás és mozgásegyenletekbe, lehetővé téve ezzel a karakterisztikák módszerének alkalmazását. A viszkoelasztikus anyagmodellt beillesztettük egy csőhálózatokban kialakuló instacionárius 1D áramlások számítására alkalmas programcsomagba (Tranziens Szimulátor).

A centrális aortás vérnyomás az orvosok számára számos érrendszeri megbetegedés diagnosztizálása és kezelése szempontjából fontos információt hordoz. Az aortában mérhető nyomásgörbe tájékoztatást ad az artériás érfalak állapotáról (compliance, hullámterjedési sebességek, stb.). A centrális aortás vérnyomás mérése kizárólag invazív módon történhet katéterezéssel. Ez igen bonyolult, időigényes módszer, ráadásul bizonyos kockázati tényezőket is hordoz magában (pl. vérrögök kialakulása).

Számos módszer létezik a centrális aortás vérnyomás becslésére. A kutatók egyik csoportja átviteli függvények alkalmazásával számítja ki a centrális aortás vérnyomást. Az alapvető probléma ezekkel a módszerekkel az, hogy az átviteli függvényt adott pácienseken végzett mérések alapján határozzák meg. További módszer a centrális aortás vérnyomás számítására a felkari vérnyomásgörbén található egyik inflexiós pont figyelése, amely közvetlenül a szisztolés nyomáscsúcs után található.

Williams et al. [17] egy teljesen új módszert vezettek be a centrális aortás vérnyomás meghatározására. A szerzők a méréseik alapján úgy találták, hogy az $n/4$ pontból álló mozgóátlaggal lehet a legpontosabb becslést adni a centrális aortás vérnyomásra. Ugyanakkor megemlítik, hogy a módszerük csak a centrális aortás nyomás csúcsát adja meg, nem pedig a teljes vérnyomás görbét.

A jelen munkában bemutatunk egy olyan módszert, amelyik az egy dimenziós artériás érhálózati modellre támaszkodva képes becslést adni a centrális aortás vérnyomásgörbére. A vénákban az artériás rendszertől eltérő mechanizmusok hozzák létre a véráramlást. Az egyik ilyen mechanizmus a vénás érszakaszokat periodikusan összepréselő külső nyomás hatása. Ezt a külső gerjesztést okozhatják a vénákkal párhuzamosan futó artériák pulzálása, illetve a vázizomzat ismétlődő összehúzódása és elernyedése. Ez utóbbi hatást nevezik vénás izompumpának.

A vénás izompumpa szerepe kiemelkedő, nélküle ugyanis álló testhelyzetben a vér nem tudna visszaáramlani a szív felé (nélküle az ember "elvérezne" a saját vénáiba Molnár et al. [10] szerint). A vénás érrendszerrel kapcsolatos áramlástechnikai ismeretek igen korlátozottak. Az artériás érhálózattal ellentétben a vénás hálózatra nem léteznek egydimenziós modellhálózatok.

A vénás izompumpa-mechanizmussal kapcsolatos kutatásokat két fő csoportra lehet bontani. A kutatások egyik része az érfal összenyomódására koncentrál. Negatív transzmurális nyomások esetén ugyanis a vénák összenyomódnak és kipréselődik belőlük a vér. A másik kutatási terület a vénás billentyűkkel kapcsolatos.

Az első, érfal-összenyomódással kapcsolatos kutatások Knowlton és Starling [7] nevéhez köthetők. Egy vastag üvegcsőben összenyomódásra képes vékonyfalú csőszakaszt helyeztek el, amelyen keresztül vért áramoltattak. Az üvegcsőben egy pumpa segítségével tudták növelni a levegő nyomását, amelynek hatására a csőszakasz összenyomódott. A szerzők a berendezéssel a vérkörben fellépő ellenállást tudták szabályozni. Az üvegcsőből és a vékonyfalú csőszakaszból álló rendszert elnevezték Starling tartálynak (angolul Starling resistor), ez az elnevezés a mai napig használatos.

Holt [4] és Conrad [2] továbbfejlesztették a Starling-tartályt: egy nagyobb méretű tartályba két csatlakozót helyeztek és közéjük feszítettek ki egy vékonyfalú szilikon csövet. A tartályt vízzel töltötték fel és biztosították a tartálynyomás változtatásának lehetőségét.

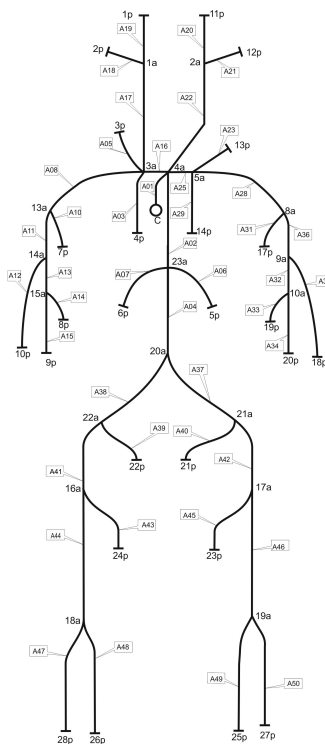
Történtek vizsgálatok változó tartálynyomás mellett is (Kamm és Shapiro [6], illetve Jan et al. [5]), de ezek a munkák nem foglalkoztak mélyrehatóan a vénás izompumpa jelenség vizsgálatával.

A jelen munkában Kresch és Noordergraaf [8] munkájára támaszkodva létrehoztunk egy kétdimenziós modellt az érfali összenyomódás modellezésére. Negatív transzmurális nyomások esetén így megkapjuk az érszakasz összenyomódott keresztmetszetét. Ez jelentős

előrelépés a korábbi feltételezéshez képest, amely szerint a keresztmetszet negatív transzmurális nyomásoknál is kör alakú marad csökkenő érátmérővel. Összeállítottunk továbbá egy háromdimenziós kapcsolt szimulációs FSI modellt az érfali összenyomódás további vizsgálatára. A számítások eredményeit összehasonlítottuk a kétdimenziós modell eredményeivel. Az összenyomódás jelenségének vizsgálatára egy Conrad [2] által használt tartályhoz hasonló mérőberendezést építettünk. Állandó tartálynomások mellett validáltuk a mérőberendezést. Változó tartálynomás, illetve külön erre a célra tervezett visszacsapó szelepek alkalmazásával modellezni tudtuk a vénás izompumpa működését. Bebizonyítottuk, hogy a berendezés ilyen körülmények között alkalmas folyadékszállításra.

3. Viszkoelasztikus anyagmodell

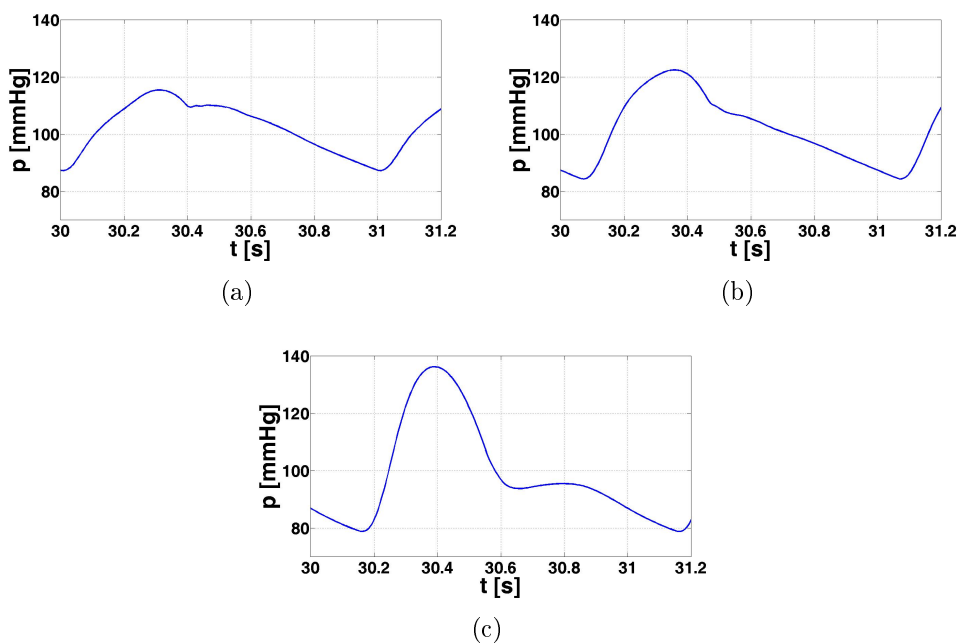
Az érfalat egy olyan anyagmodellel lehet megfelelően leírni, amelyik képes kezelni a deformáció időfüggőségét, illetve a hiszterézis jelenségét. Ehhez a polimertechnológiában a viszkoelaszticitás leírására használatos úgynevezett Stuart modellt vettük alapul. Probléma az is, hogy nem csupán egy érszakaszra, hanem érhálózatokra (artériás-vénás hálózatokra egyaránt) szeretnénk alkalmazni a modellt. Ehhez szükség van egy keretprogramra, amely lehetővé teszi csőhálózatokban kialakuló instacionárius áramlások számítását. Ilyen keretprogram a Hidrodinamikai Rendszerek Tanszéken kifejlesztett Tranziens Szimulátor.



1. ábra. 1D artériás érhálózati modell.

A Tranziens Szimulátorban merev és rugalmas alrendszereket definiálhatunk. A merev

alrendszer koncentrált paraméterű elemekből áll, ezeket közös differenciálegyenletek írják le. Ezeken az elemeken a nyomáshullámok nulla idő alatt haladnak végig (kiterjedésük végtelenül kicsi), tehát a sebesség és a nyomás csak az idő függvényei. A rugalmas alrendszert elosztott paraméterű elemek alkotják és parciális differenciálegyenletekkel modellezzük őket (kontinuitás- és mozgásegyenletek). Ilyenek a nagy kiterjedésű csővezetékek, amelyekben a nyomáshullámok terjedését vizsgáljuk. A viszkoelasztikus anyagmodellt a rugalmas alrendszerek közé kellett beilleszteni, mint újfajta ágelemet.



2. ábra. Számolt vérnyomásgörbék az artériás érhálózat A01, A37, illetve A50 ágában. Látható a szisztole növekedése és az artériás középnyomás enyhe csökkenése a perifériák felé haladva.

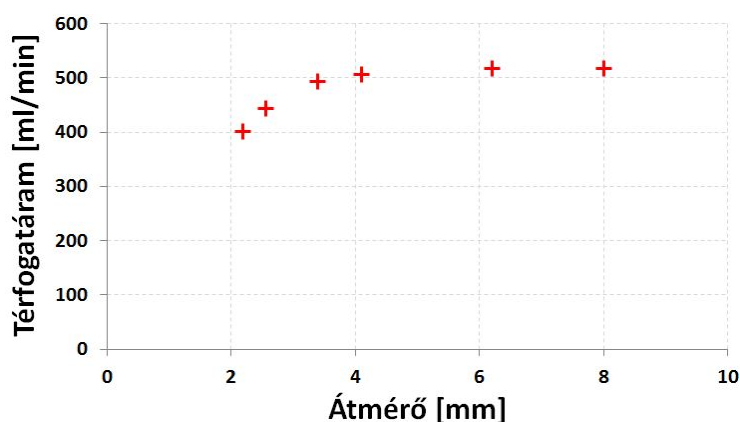
A programot egy Till és Hegedűs [15] által végrehajtott mérésből származó eredményekkel validáltuk. A mérés során szilikon csövet csatlakoztattak egy olajtartályhoz. Az olajtartályba helyezett dugattyú mozgásával különböző frekvenciájú és amplitúdójú nyomásimpulzusok jöttek létre, amelyeket a cső elejére és végére szerelt nyomástávadókkal regisztráltak. A számítógépes programban definiáltunk egy viszkoelasztikus csőszakaszt, amelynek geometriai méreteit és anyagjellemzőit Till [15] alapján vettük fel. A cső elején mért statikus nyomás időjelét adtuk meg bemenő peremfeltételként a számítógépes algoritmusnak. Az anyagparaméterek (E_1, E_2, η_2) finomhangolására implementáltunk egy optimalizáló algoritmust. A program genetikus algoritmust (GA) alkalmaz a paraméterek beállítására. A behangolt csőszakasz modellel végzett futtatások során kapott nyomásgörbék, illetve a mért nyomásgörbék között igen jó egyezést tapasztaltunk.

Az artériás modell felépítéséhez Avolio [1] modelljét vettük alapul. A modellben bizonyos artériás ágakat összevontuk, illetve orvosokkal történő konzultációk keretében módó-

sításokat hajtottunk végre a hálózat kapcsolásán is. Az így kialakított hálózati modell 45 artériás ágból épül fel (lásd 1. ábra).

A megfelelően behangolt anyagparaméterekkel végzett futtatás eredményei egy egészséges, átlagos felnőtt ember vérnyomásgörbéit mutatják. A nyomásgörbék változása az érhálózat mentén megfelel az orvosi tapasztalatoknak, tehát a szisztolés nyomás értéke a szívtől távolodva nő, ugyanakkor az artériás középnyomás kis mértékben csökken (lásd 2 ábra).

A létrehozott artériás modellhálózat alkalmas arra, hogy különböző kardiovaszkuláris megbetegedéseket, például érelzáródást modellezzünk rajta. Orvosokkal folytatott konzultációk alapján első lépésben az iliaca elzáródását vizsgáltuk meg. A szűkület átmérőjét lépésekben 2, 2 mm-es értékig csökkentettük (lásd 3. ábra). Az eredmények azt mutatják,



3. ábra. Az iliacán áthaladó térfogatáram a szűkület átmérőjének függvényében.

hogyan egy 72,8 %-os átmérő csökkenés mindössze 22,2 %-os térfogatáram csökkenést okoz. Ez az eredmény összhangban van az orvosi tapasztalatokkal.

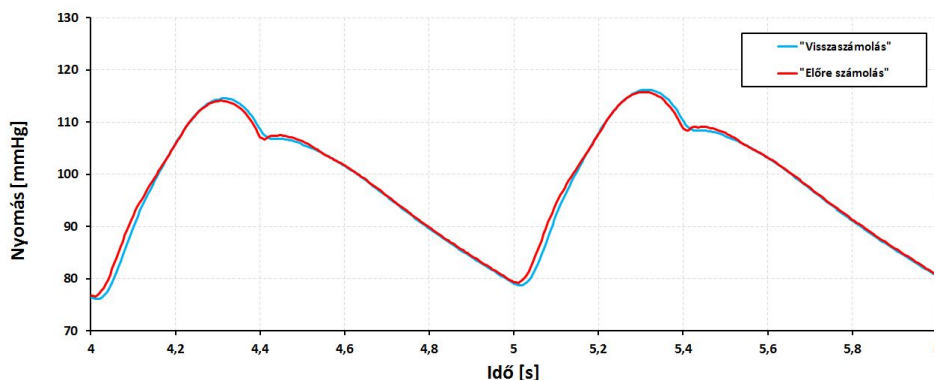
4. Centrális aortanyomás számítása ("visszaszámolás")

Az artériás érhálózati modell segítséget nyújthat a centrális aortás vérnyomásgörbe meghatározásában is. Egy olyan módszert fejlesztettünk ki, amelynek alkalmazásával becslés adható a centrális aortában fellépő vérnyomásgörbékre. A módszer előnye, hogy az artériás modellhálózat tetszőleges csomópontjában megadott nyomásgörbéből képes meghatározni a centrális aortás nyomáslefutást. Ehhez érszakaszból érszakaszra az aorta irányában haladva kell meghatározni a szakasz elején fellépő nyomásgörbét. Mivel ilyenkor gyakorlatilag visszafelé haladunk a hálózatban, ezért ezt a számítást nevezzük "visszaszámolásnak".

Az "előre számoláshoz" definiált karakterisztika egyenletek ebben az esetben nem használhatók, hiszen az érszakasz végén túlhatározott, az elején pedig alulhatározott a perem. Emiatt egy módosított számítási eljárásra van szükség. Ez esetben nem időben haladunk előre, hanem a hossz mentén visszafelé. Az általánosított karakterisztika egyenletekkel lépésről lépésre haladunk az érszakasz belseje felé a karakterisztikák mentén.

A módszert alkalmassá kellett tenni arra, hogy egy érhálózati modellben legyünk képesek érszakaszból érszakaszra visszafelé (az aorta irányában) számolni.

A "visszaszámolás" végrehajtásához szükség van az adott érszakasz végén a nyomás- és sebesség időjelre, nekünk azonban csak az előbbi áll rendelkezésre. A kijelölt érszakasz végéhez tartozó sebességjel becslésére kidolgoztunk egy számítási módszert. A "visszaszámolással" érszakaszból érszakaszra haladva eljutunk az aortáig és így meghatározható az aortában fellépő nyomásjel.



4. ábra. Az "előre számolásból" és a 4a csomópontból (brachiális artéria) történő "visszaszámolás" alapján kapott nyomás időjel az aortában.

A "visszaszámolás" módszerét a következő eljárással teszteltük. "Előre számolást" hajtottunk végre az artériás modellhálózaton. A számítás eredményeként adódnak többek között a csomóponti nyomás időjelek. A "visszaszámolás" ellenőrzéséhez kijelöltünk a modellhálózat 4a jelű csomópontját. Ez a pont kitüntetett szerepet játszik, ugyanis itt található a brachiális artéria. A vérnyomásmérést általában ezen a ponton szokták végrehajtani, emiatt különösen érdekes, hogy innen milyen pontossággal határozható meg a centrális aortanyomás. A 4a csomópontához tartozó nyomáslefutás kivételével minden kiszámolt mennyiséget ismeretlennek feltételeztünk. Kizárólag a csomópontához tartozó nyomásjel alapján kellett tehát becslést adni a centrális aortanyomás időjeliére. A becsült nyomásgörbét azután összevetettük az "előre számolás" során kapott centrális aortanyomás időjeliével (4. ábra).

A 4. ábra alapján elmondható, hogy a "visszaszámolásból" és az "előre számolásból" származó nyomásgörbék igen jó egyezést mutatnak, a centrális aortanyomás időjele jó pontossággal visszakapható.

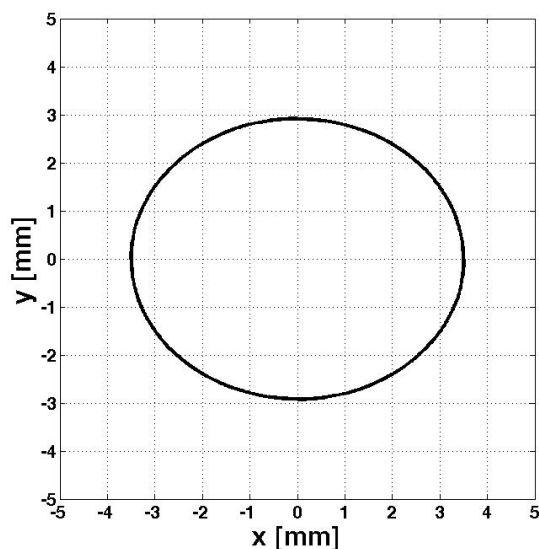
5. Érfal összenyomódás modellezése

A Tranziens Szimulátorral a viszkoelasztikus csőszakaszok megfelelően számolhatók pozitív transzmurális nyomások esetén. Az algoritmus feltételezi, hogy a csőszakasz koncentrikusan tágul ki, ami igen jó közelítésnek tekinthető. Amennyiben negatív transzmurális nyomások

lépnek fel, a program a csőszakaszt koncentrikusan összehúzódónak feltételezi. Ez a közelítés nagy deformáció esetén azonban nem megfelelő, a valóságban ugyanis az érszakasz gyakorlatilag "összelapul".

Az összenyomódás matematikai modelljét Kresch és Noordergraaf [8] munkája alapján dolgoztuk ki. A szerzőpáros a rugalmas szál differenciálegyenletének felhasználásával állított fel matematikai modellt. A módszer segítségével meghatározható adott geometriával és anyagtulajdonságokkal rendelkező csőszakasz keresztmetszetének változása a transzmurális nyomás függvényében. Ennek ismeretében pedig becslés adható a hullámterjedési sebességre is.

A számításokhoz egy csőszakaszt definiáltunk, melynek geometriai paraméterei és anyagjellemzői nem esnek távol egy vénás érszakasztól. A rugalmassági modulus $E = 5\text{MPa}$, a csőátmérő 7 mm , a csőfalvastagság pedig $0,5\text{ mm}$. A kezdeti alakra Kresch és Noordergraaf [8] alapján ellipszist adtunk meg, amelynek főtengely/melléktengely aránya $1,2$. A kezdeti alak látható a 5. ábrán.



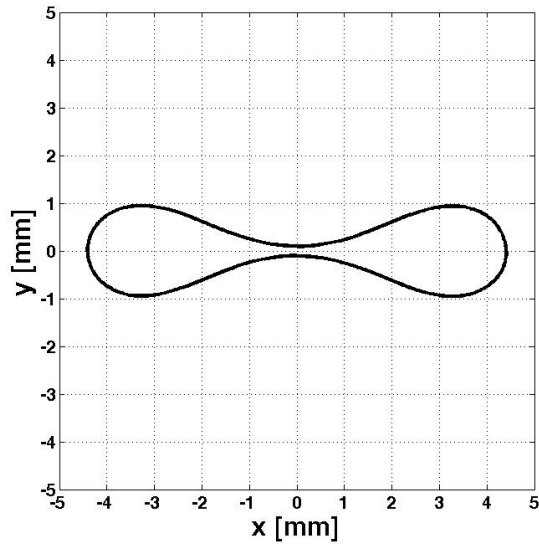
5. ábra. Kiindulási keresztmetszet a kétdimenziós matematikai modellhez

A transzmurális nyomás értékét lépcsőzetesen csökkentettük egészen -7000 Pa nyomásig. Ezt az állapotot mutatja a 6. ábra.

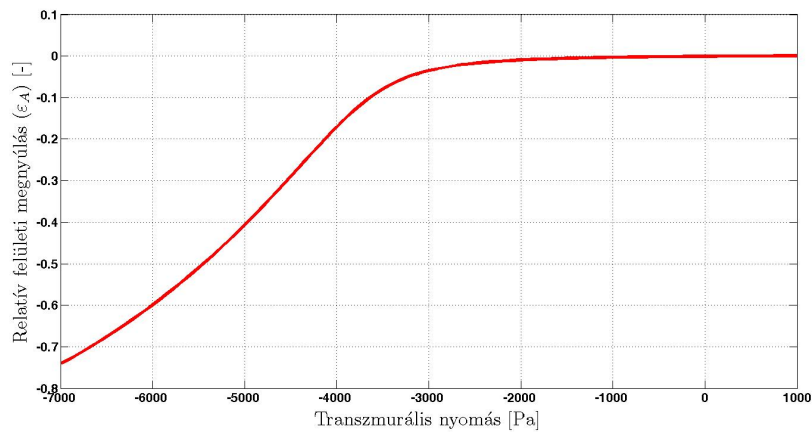
Ezen nyomásérték alatt az érfal egymással szemközti részei összeérnek. A kétdimenziós matematikai modell eddig a pontig alkalmazható, a nyomás további csökkentésével ugyanis az érfal elmozdul, egy átlapolt szakasz jön létre.

A transzmurális nyomás fokozatos változtatásával a program megadja az adott nyomáshoz tartozó keresztmetszet felületét. A kezdeti felület ismeretében számolható a relatív felületi megnyúlás. A 7. ábrán a relatív felületi megnyúlás látható a transzmurális nyomás függvényében.

A Young féle egyenletet felhasználva a keresztmetszet változás ismeretében számítható



6. ábra. Összenyomódott keresztmetszet -7000 Pa transzurális nyomás esetén.

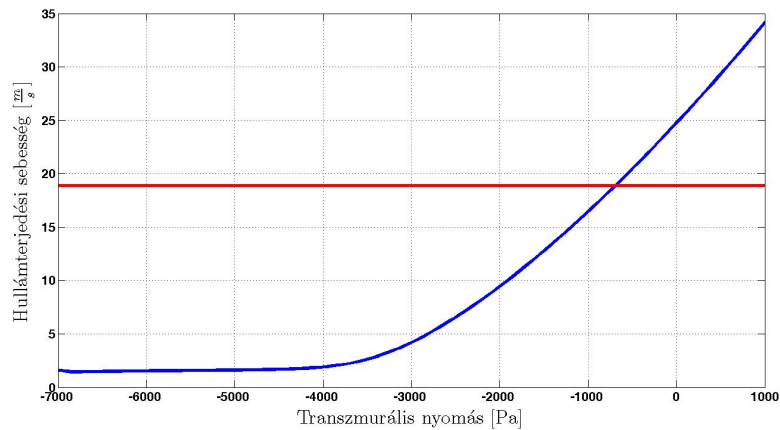


7. ábra. Relatív felületi megnyúlás (ε_A) a transzurális nyomás függvényében.

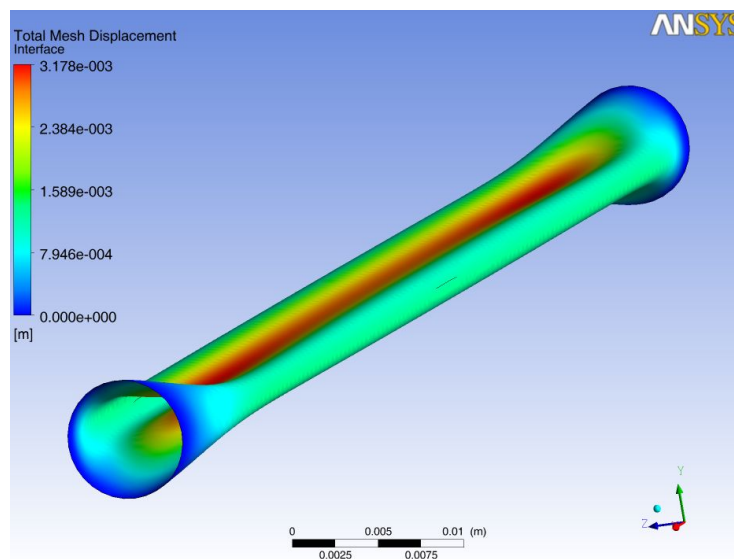
a hullámterjedési sebesség a transzurális nyomás függvényében. Ezt a grafikont láthatjuk a 8 ábrán. Összehasonlításuképpen ábrázoltuk a Moens-Korteweg féle hullámterjedési sebességet is.

A kétdimenziós matematikai modell ellenőrzésére háromdimenziós kapcsolt (FSI) szimulációkat végeztünk. A futtatásokhoz az Ansys[®] Multiphysics programot használtuk. Létrehoztunk egy olyan csőszakaszt, amely geometriai és anyagparaméterek szempontjából megegyezik a kétdimenziós számításokban alkalmazottal.

Az áramlási tér elejére, illetve végére "Opening" peremfeltételt írtunk elő környezeti nyomással. Ezzel a peremfeltétellel a folyadék tetszőleges irányban áramolhat a peremen



8. ábra. Hullámterjedési sebesség a transzmurális nyomás függvényében. Kék görbe: a Young féle összefüggés alapján. Piros görbe: konstans hullámterjedési sebesség a Moens-Korteweg összefüggés szerint.

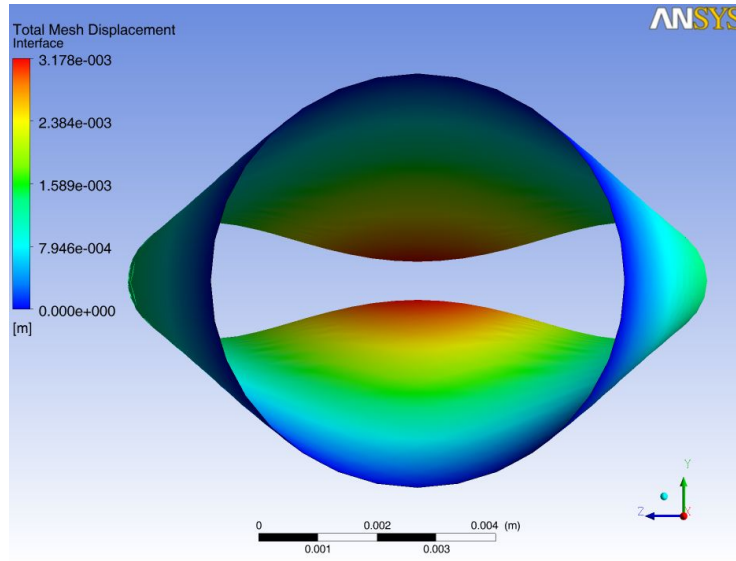


9. ábra. A háromdimenziós kapcsolt szimuláció eredményei - relatív megnyúlások ($-5200 Pa$ transzmurális nyomás).

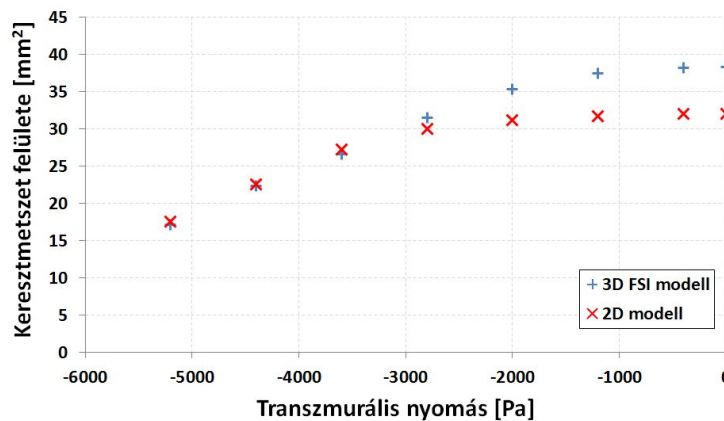
keresztül. Inkompresszibilis newtoni közeget feltételeztünk a csőszakasz belsejében.

Az FSI számításoknál a transzmurális nyomást $-5200 Pa$ -ig lehetett csökkenteni, ez alatt a CFD háló már túlzott mértékben deformálódik. Az összenyomódott csőszakasz végső alakját szemléltetik a 9. és 10. ábrák. A színek az egyes rácspontok elmozdulásának nagyságát mutatják, így a piros mezők jelentik a legnagyobb deformációt.

A csőszakasz hossz tengelyének felénél kialakult keresztmetszeti felületet hasonlítottuk össze a kétdimenziós matematikai modell által kapott keresztmetszeti felülettel (11. ábra).



10. ábra. A háromdimenziós kapcsolt szimuláció eredményei - relatív megnyúlások ($-5200 Pa$ transzurális nyomás).

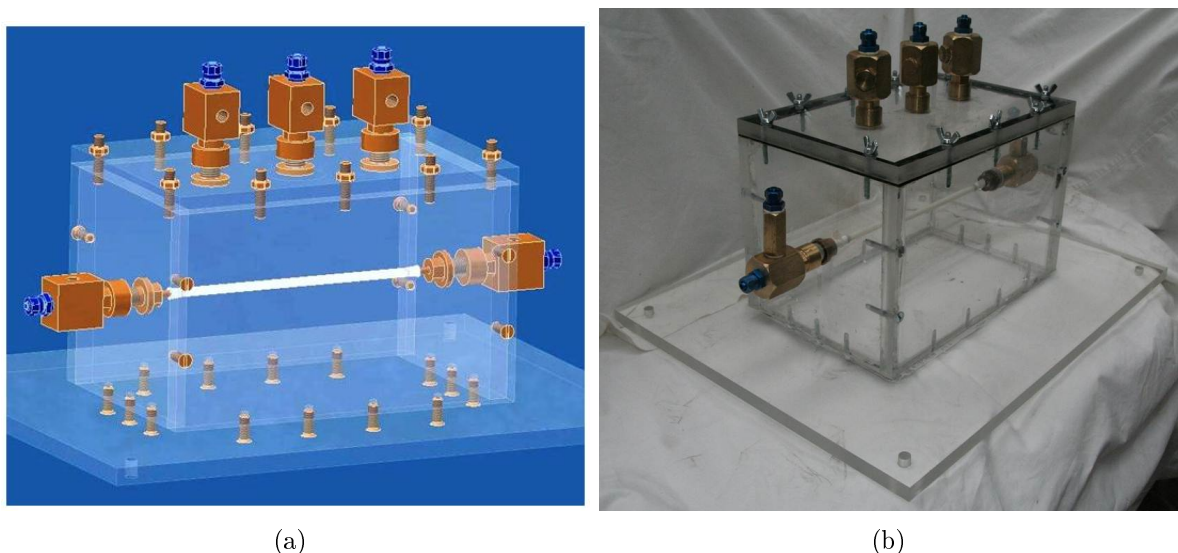


11. ábra. Az összenyomódott keresztmetszet felülete a transzurális nyomás függvényében. A kétdimenziós matematikai modell (piros jelölő) és az FSI szimuláció (kék jelölő) összehasonlítása.

A $0 Pa$ és $-2000 Pa$ tartományban látható nagyobb eltérések oka, hogy míg a kétdimenziós modell esetén ellipszis alakból indultunk ki, addig az FSI modellben alkalmazott geometria kör keresztmetszetű volt. Ebben a tartományban azonban még kismértékű összenyomódást tapasztalunk. $-2000 Pa$ -nál kisebb transzurális nyomások (és ezzel együtt nagyobb összenyomódások) esetén azonban jó közelítést kapunk, az eltérés $-2800 Pa$ és $-5200 Pa$ között nem haladja meg az öt százalékot. Mindez azt jelenti, hogy a kétdimenziós modellel sikerült reprodukálni a háromdimenziós FSI számítás eredményeit.

Az érfali összenyomódás vizsgálatához egy erre alkalmas mérőberendezést állítottunk

össze a Hidrodinamikai Rendszerek Tanszék laboratóriumában. A berendezés összeállításánál Conrad [2] munkájából indultunk ki. Az általunk összeállított mérőberendezés (12. ábra) Conradéval szemben nem csupán állandó, hanem időben változó tartálynomásokat is tud kezelni. Ezzel lehetőségünk van egyrészt az érfali összenyomódás dinamikájának megfigyelésére, másrészt pedig a vénás izompumpa jelenség vizsgálatára.



12. ábra. A mérőberendezés háromdimenziós modellje (12(a)) és fényképe (12(b)).

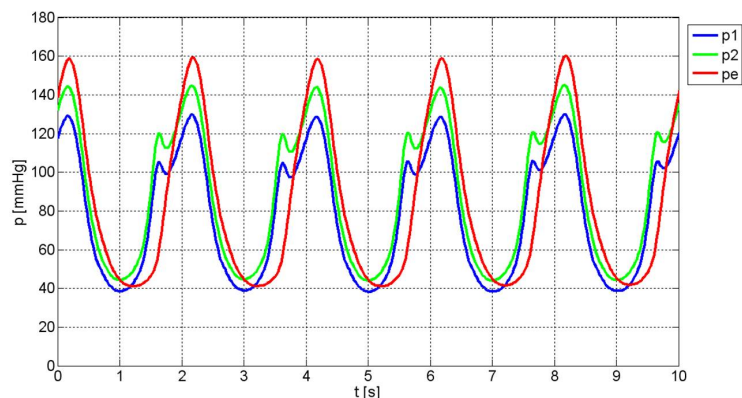
Első lépésben a mérőberendezés működőképességének ellenőrzése és validálása volt a cél. Ehhez időben állandó tartálynomás mellett végeztünk méréseket, az eredményeket pedig összehasonlítottuk Conrad [2] mérési eredményeivel.

A mérőberendezés eredeti célja a vénás izompumpa jelenség kísérleti modellezése. Ezekhez a kísérletekhez időben változó tartálynomásra van szükség. A tartálynomás szabályozásához az úgynevezett nyomásjel-generátort alkalmaztuk. A mérések során szinuszosan változó nyomásjelet hoztunk létre a tartályban, melynek frekvenciáját több lépésben változtattuk. A pillanatnyi nyomást öt ponton mértük a rendszerben nyomástávadók felhasználásával. A csőszakasz periodikus összenyomódását nagysebességű kamerával rögzítettük.

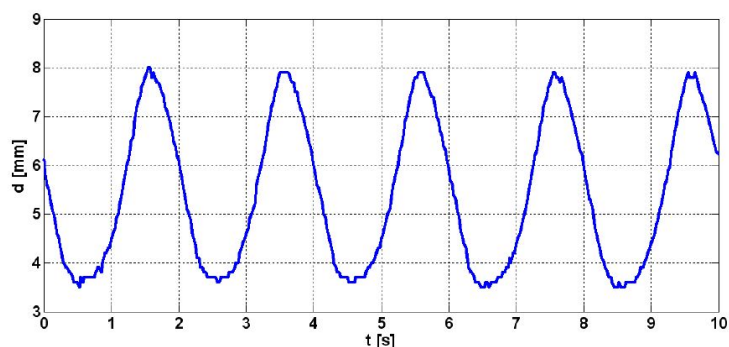
Mérés közben a nyomásjel-generátor által a tartályban létrehozott periodikus nyomásváltozásnak köszönhetően a szilikon csőszakasz ismételt összenyomódik és elernyed. Összenyomódás közben a csőben levő folyadék kipréselődik. A visszacsapószelepek következtében azonban csak egy irányban jöhet létre áramlás. A berendezés egy volumetrikus szivattyú mintájára működik, szakaszosan szállítja a folyadékot.

Ebben a mérési sorozatban a tartálynomást, illetve a csőszakasz elején és végén mérhető statikus nyomásokat vettük figyelembe és hasonlítottuk össze a cső összenyomódásának mértékével. Ez utóbbi paramétert a kamerával készített felvételek alapján lehet meghatározni. Ehhez a képeket Matlab[®] környezetben dolgoztuk fel. Első lépésben a kamera triggerjele alapján időben hozzárendeltük a felvételeket a nyomásgörbékhez.

A 13(a). ábrában látható a mért tartálynomás (p_e), illetve a cső elejénél (p_1) és végénél (p_2) mért statikus nyomás az idő függvényében. Az ábra túlterheltségét elkerülendő az összenyomódás mértékét az idő függvényében külön ábrázoltuk (13(b). ábra).



(a)



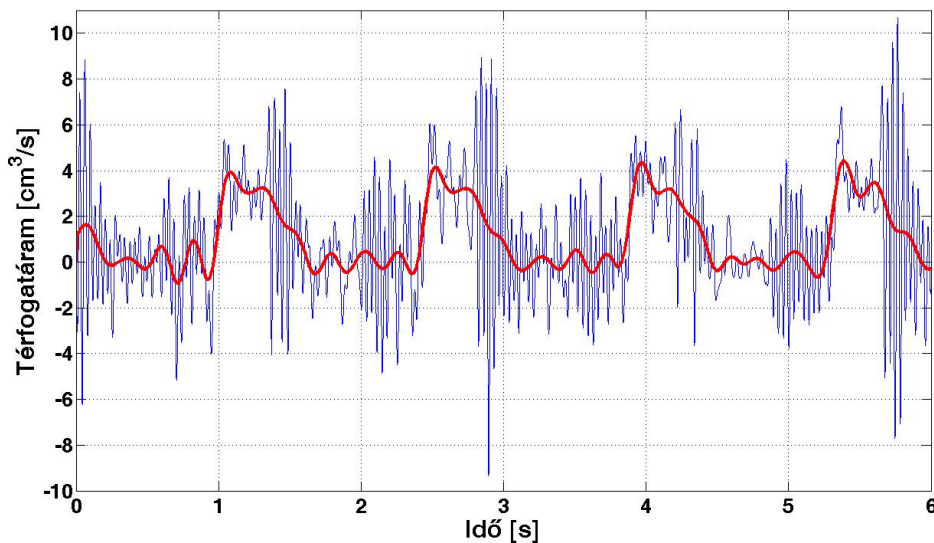
(b)

13. ábra. A tartálynomás (p_e) és a szilikon csőszakasz elején (p_1) és végén (p_2) mérhető nyomások (13(a)), illetve a csőszakasz összenyomódásának mértéke (13(b)) az idő függvényében

A diagramokból látszik, ahogy a tartályban változó nyomás periodikusan összenyomja a szilikon csövet. A nyomáscsúcsok és az összenyomódás maximumok (a 13(b) görbe lokális minimum értékei) között fáziskésés tapasztalható. Ezt a jelenséget feltehetőleg a szilikon csőfal tehetetlensége, illetve a rendszerben megmaradt apró légbuborékok csillapító hatása okozza.

A vénás izompumpát modellező mérőberendezésben a nyomások mérésén kívül szükség lenne az instacionárius térfogatáram mérésére. Ehhez egy instacionárius térfogatáram mérésére alkalmas eszközt teszteltünk.

A mérési elv a következő: egy edénybe felfogjuk a mérőberendezésből kilépő térfogatáramot, egy mérlegcella alkalmazásával pedig folytonosan rögzítjük az edénybe felfogott víz tömegét. A megszárt tömeg időjelből numerikus deriválással kaphatjuk meg a tömegáram, illetve a térfogatáram időjelet. A mérés során rögzített térfogatáram időjelet mutatja a



14. ábra. Térfogatáram az idő függvényében. A kék görbe a mért jel, a piros görbe pedig egy aluláteresztő szűrővel kapott eredmény.

14. ábra. A grafikonon jól láthatók az egyes összenyomódási és elernyedési periódusok. Az összenyomódási szakasz alatt történik folyadékcszállítás, míg az elernyedési szakaszban zérus a kilépő térfogatáram, a szilikon csőszakasz ekkor telítődik vízzel. A mért térfogatáram időjel hasonlóságot mutat egy térfogatkiszorításos elven működő áramlástechnikai gép (pl. búvárdugattyús szivattyú) működésével. Kijelenthetjük, hogy a vénás izompumpa egy volumetrikus gép mintájára működik, a mérőberendezés segítségével pedig meg tudtuk határozni a vénás izompumpa fizikai modelljének a szállítási diagramját.

6. Kapcsolt szimulációk (FSI)

Az érszakaszok vizsgálatával kapcsolatban lehetőségünk van háromdimenziós CFD számítások elvégzésére is, ezt azonban a fokozott számításigény miatt nem alkalmazhatjuk a teljes érhálózatra, csupán egy érszakaszt vagy elágazást lehet számolni. FSI szimulációkkal figyelembe tudjuk venni az érfali deformációt is.

A kutatás célja egy olyan kapcsolt szimulációs algoritmus kifejlesztése volt, melynek alkalmazásával lehetséges az artériás és a vénás érszakaszokban kialakuló áramlások vizsgálata a fal tágulásának figyelembevételével.

Egy már rendelkezésre álló CFD szoftvert kellett összekapcsolni egy végeelem programmal. A létrehozott kapcsoló algoritmus egyaránt képes stacionárius, illetve instacionárius kapcsolt számítások végrehajtására.

Alapvetően kétfajta adatot kell kicserélni a határfelületen keresztül. Először is az áramlási térben kiszámolt nyomásokból és csúsztatófeszültségekből kell meghatározni a szilárd

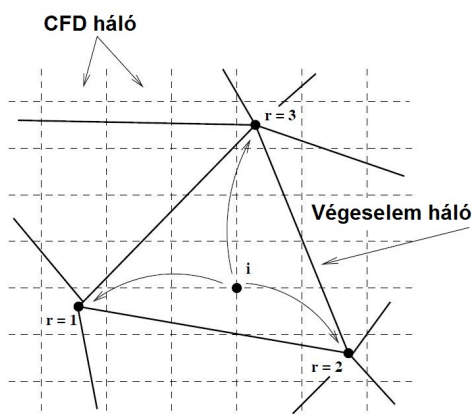
testek felületén ébredő erőket és át kell őket adni peremfeltételként a szilárd testre. A végeleemes program által kiszámolt deformációkat pedig vissza kell juttatni az áramlási térbe ahhoz, hogy a CFD rácsot igazítani lehessen a határfelület új pozíciójához. A kétfajta adatszerehez eltérő interpolációs módszerre van szükség.

Az erők átviteléhez alkalmazott interpolációs módszerrel szemben támasztott legfontosabb követelmény a konzervativitás: pontosan annyi erőnek kell megérkezni a szilárd testekre, amennyit az áramlási oldalról feladtunk. További követelmény, hogy az átadott erők eloszlásának meg kell egyeznie az eredeti, az áramlási térben tapasztalható erőeloszlással.

A konzervatív interpoláció elterjedt módszer a kapcsolt szimulációk területén. Alapvető előnye az, hogy - mint ahogyan arra az elnevezés is utal - biztosítja az erőter konzervativitását. Ez azt jelenti, hogy a határfelületen megegyezik egymással az áramlási térben összegzett erők és a szilárd testen összegzett erők értéke:

$$\sum_{j=1}^{n_s} \underline{F}_{s,j} = \sum_{i=1}^{n_f} \underline{F}_{f,i} \quad (1)$$

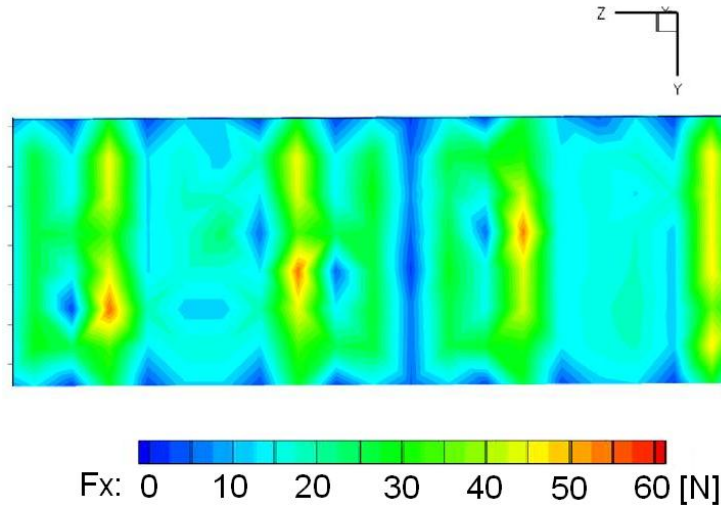
A fenti egyenletben $\underline{F}_{s,j}$ erő vektor a szilárd testhez tartozó végelelem háló j pontjában, $\underline{F}_{f,i}$ pedig erő vektor az áramlási térhez tartozó rács i pontjában (lásd 15. ábra).



15. ábra. Erők átvitele a végelelem hálóra konzervatív interpoláció alkalmazásával

n_s a határfelületen található végelelem rácsponatok száma, míg n_f a határfelületen levő erő átadási pontok száma.

A konzervatív interpolációs módszerrel igen jó eredmények érhetők el, amennyiben a CFD háló finomabb, mint a végelelem háló. Ebben az esetben ugyanis egy végelelemes háromszög elem több erőátviteli pontot is tartalmaz, így a szilárd testekre számított erőeloszlás egyenletes lesz és megfelel az áramlási térben számolt erőeloszlásnak. Ellenkező esetben (durva CFD háló, finom végelelem háló) előfordulhat, hogy több végelelemes háromszögre nem jut erőátviteli pont. Ennek következtében az áramlási térben számolt



16. ábra. Torz erőeloszlás konzervatív interpolációs módszer használatával

erőeloszlás torzulhat az interpoláció végrehajtása után. Egy ilyen egyenetlen erőeloszlást mutat a 16 ábra. Ebben az esetben a határfelület áramlási oldalán egyenetlen erőeloszlást írtunk elő. Az ábrán szereplő erőeloszlás az interpoláció végrehajtása után a szilárd test felületén lép fel.

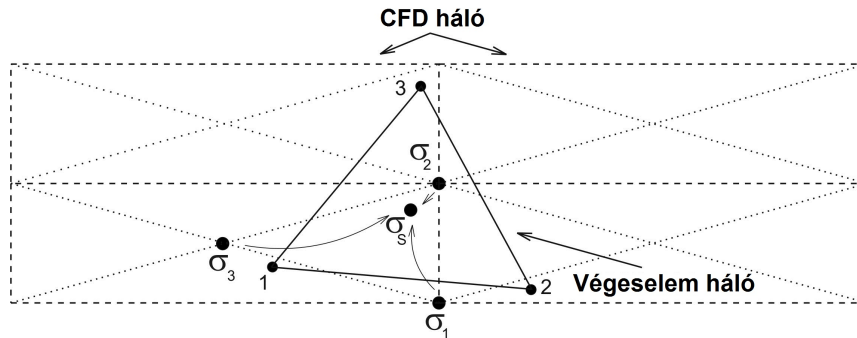
Az esetek többségében a CFD háló finomabb a végelem hálónál. Ez javarészt annak köszönhető, hogy általánosságban is sokkal igényesebb numerikus hálót igényelnek a CFD számítások, mint a végelem számítások.

Ugyanakkor a kapcsolt számítások tesztelésénél azt tapasztaltuk, hogy előfordulnak olyan esetek is, amikor a tér egyik irányában durvább az áramlási tér hálója a szilárd testre definiált végelem hálónál. Ennek következtében lesznek olyan végelem háromszög elemek, amelyekhez nem tartoznak erőátadási pontok. Az előzőekben leírtaknak megfelelően emiatt kialakul a 16 ábrán bemutatott torz erőeloszlás. A probléma megoldását egy eltérő interpolációs módszer alkalmazásával érhetjük el.

Az új interpolációs módszer (alternatív interpoláció) kifejlesztésénél abból indultunk ki, hogy az erők átadásánál mindig a finomabb háló alapján kell meghatározni az erőátadási pontokat. Mivel a jelen problémában a végelem háló sűrűbb, ezért a határfelületen található háromszögelemek súlypontjai lesznek az erőátadási pontok, ezekhez a pontokhoz kell megkeresni a hozzájuk tartozó CFD cella felületét. A CFD négyszögelem középpontjában (súlypontjában), illetve a négy csúcspontjában meghatározhatóak a nyomások és a csúsztatófeszültségek. A csúcspontok és a súlypont felhasználásával négy háromszögre osztjuk fel a CFD cella felületét (lásd 17. ábra).

Ezekután a szilárd testhez tartozó háromszögelem súlypontjában az alábbi módon számítható ki a feszültségtenzor:

$$\underline{\underline{\sigma}}_s^e = \sum_{k=1}^3 N_k^e(\xi_s, \eta_s) \cdot \underline{\underline{\sigma}}_k \quad (2)$$

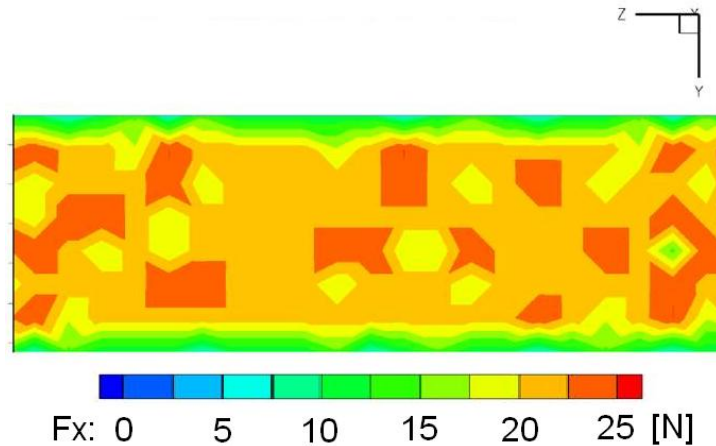


17. ábra. Erők átvitele a végeselem hálóra alternatív interpolációs módszer alkalmazásával

A fenti egyenletben $\underline{\sigma}_k$ a feszültségtenzor a CFD elem egyes rácspontjaiban, illetve a súlypontban ($k = 1, 2, 3$). A fenti lépés végrehajtásával az egyes háromszög elemek súlypontjában rendelkezésre állnak a feszültségtenzorok. Az elemi felületvektor segítségével innen már számítható az r végeselem csomópontjára jutó erőhányad:

$$\underline{F}_r^e = \frac{1}{3} \underline{\sigma}_s^e \underline{A}^e \quad (3)$$

ahol \underline{A}^e az adott végeselemes háromszög elemi felületvektora. Az alternatív interpoláció előnye, hogy a határfelületen minden egyes végeselem csomópontjához erőt rendelünk hozzá, így nem alakul ki torz erőeloszlás. A 18. ábra mutatja az alternatív interpolációval végzett számítás során kapott erőeloszlást. Jól látszik, hogy az eloszlás sokkal egyenletesebb, mint a konzervatív interpoláció esetén.

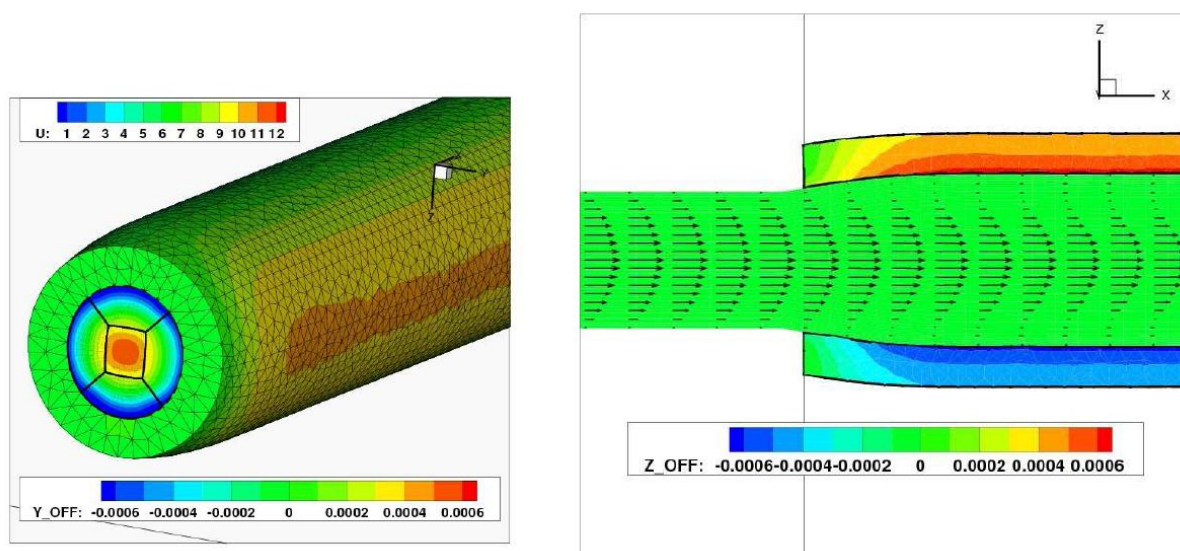


18. ábra. Egyenletes erőeloszlás alternatív interpolációs módszer használatával

Az alternatív interpolációs módszer azonban nem garantálja a konzervativitást. A próbaszámítások során ezért komponensenként (F_x, F_y, F_z) kiszámoltuk az áramlási oldalon feladott és a szilárd testre átadott erők abszolút értékének összegét, illetve a két összeg közötti eltérést. A számítások során az eltérés átlagosan 0,8% körül alakult. Annak ellenére,

hogy a konzervatív interpolációs módszer garantálja a konzervativitást, a számításokban mégis egy 0,6% körüli eltérést tapasztaltunk. Ezek szerint a konzervativitás biztosítása szempontjából nincs jelentős különbség a két interpolációs módszer között.

Mindezek azt mutatják, hogy az alternatív interpolációs módszer használata előnyös az olyan esetekben, ahol a végelem háló sűrűbb a CFD hálónál.



19. ábra. Az érszakasz kitágulása pozitív transzmurális nyomás hatására.

A kapcsolt szimulációs modul validálásához egy Kylstra et al. [9] által végrehajtott mérés eredményeit igyekeztünk kiszámolni. A mérés során latex anyagból készült csőben növelték meg lépésről lépésre a nyomást.

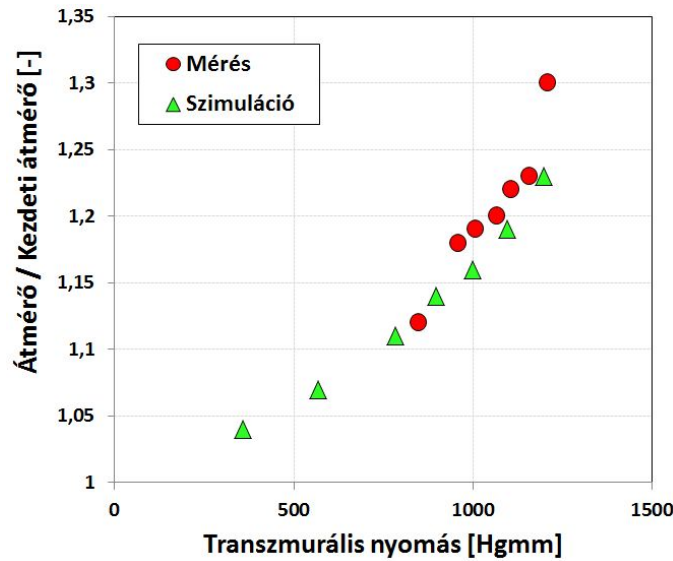
Első lépésben elkészítettük a latex csőszakasz geometriáját. Stacionárius kapcsolt számításokat hajtottunk végre - minden egyes számításhoz más transzmurális nyomást adtunk meg. A számítás során inkompresszibilis newtoni folyadékot feltételeztünk a csőszakasz belsőjében. A számított átmérőket összehasonlítottuk a mérési eredményekkel - ezt mutatja a 20. ábra.

A diagramból látszik, hogy a számítási eredmények igen jól közelítik a mérési adatokat. A validáció elvégzésével megállapítható, hogy sikerült létrehozni egy olyan számítógépes algoritmust, amely alkalmas a már rendelkezésre álló CFD és végelem programok összekapcsolására és stacionárius kapcsolt számítások futtatására.

7. Új tudományos eredmények

A következőkben összefoglalom az egyes fejezetekhez tartozó téziseimet:

1. Kidolgoztam egy számítási eljárást, amely az artériahálózat modelljében (az aortától az arterioláig) kialakuló vérnyomás, véresebesség és érfal-deformáció időfüggő



20. ábra. Fajlagos átmérő a transzmurális nyomás függvényében.

számítására alkalmas. A számítási eljárásban az érfal viszkoelasztikus anyagtulajdonságát a Stuart-féle anyagmodellel írtam le. A számítási eljárás numerikusan (a karakterisztikák módszerének kiterjesztésével) oldja meg a jelenséget leíró parciális és közönséges differenciálegyenletekből álló rendszert. A Stuart modell három paraméterének (E_1 , E_2 , η_2) behangolására egy genetikus algoritmusokra épülő eljárást fejlesztettem ki. A téziszhez kapcsolódó publikációk: [20], [17], [12], [4], [13]

1.1 Megmutattam, hogy a szív, mint véráram-generátor gerjesztésének hatására az emberi vérnyomáslefutásnak megfelelő nyomásváltozás alakul ki az érhálózati modell minden pontjában. A számítási eljárás eredményei rendelkeznek az emberi érhálózatban mért nyomásváltozások lényeges tulajdonságaival. A szisztolés és diasztolés nyomás értéke, valamint a vérnyomáslefutás időbeli alakja a gerjesztés és a viszkoelasztikus anyagmodell paramétereinek változtatásával módosítható, beállítható. Megvizsgáltam továbbá az iliacában kialakuló érszűkület hatását. Megállapítottam, hogy az ér átmérőjének 50%-os csökkenése még nem okoz szignifikáns változást az áthaladó térfogatáram nagyságában. Ez összhangban van az orvosi tapasztalatokkal.

1.2 Általánosítottam a viszkoelasztikus anyagmodellt úgy, hogy a lineárisan rugalmas elem rugalmassági modulusa nem állandó, hanem deformációfüggő. Megmutattam, hogy ebben az esetben a pulzushullám terjedési sebessége változik a deformáció (illetve a transzmurális nyomás) függvényében. Ez összhangban van az élettani mérések eredményeivel.

2. A viszkoelasztikus anyagmodellt felhasználva kifejlesztettem egy számítási módszert, amelynek segítségével az artériás hálózatmodell tetszőleges pontjában (általában a

periférián) adott nyomásjelből numerikus eljárással kiszámítható a centrális (szívközei) aortanyomás időbeli lefutása. Kapcsolódó publikációk: [20], [19]

2.1 A karakterisztikák módszerének általánosításával egy olyan számítási módszert dolgoztam ki, amely képes az érszakasz végén adott nyomás- és sebességlefutás ismeretében meghatározni az érszakasz elején fellépő nyomás- és sebességviszonyokat (visszaszámolás a hely függvényében). Az eljárást alkalmaztam az artériás modellhálózatra. Kidolgoztam egy számítás-szervezési módszert, amely lehetővé teszi az érszakaszból érszakaszra történő "visszaszámolást". Ennek részét képezi egy olyan eljárás, amelynek alkalmazásával becslést lehet adni az érszakasz végén kialakuló sebesség időjelre.

2.2 Számítási eredményekkel igazoltam, hogy az eljárás működőképes és az artériás modellhálózaton belül ($\pm 1 \text{ mmHg}$ -es eltéréssel) visszaadja az "előrefelé" történő számításból származó centrális aortanyomás időbeli változását. A visszaszámolt centrális nyomásváltozás szisztolés nyomása megegyezik a szakirodalomból ismert, élettani méréseken alapuló becslési eljárásból kapott eredménnyel.

3. A vénás hálózatban a vér mozgásának egyik oka az, hogy a vénás érszakaszt külső izmok deformálják, ez az u.n. vénás izompumpa. Az érfal összenyomódásának jelenségét kétdimenziós matematikai modellel, háromdimenziós kapcsolt szimulációkkal, illetve mérésekkel vizsgáltam meg. Kapcsolódó publikációk: [14], [16], [4], [15]

3.1 Háromdimenziós kapcsolt szimulációval megállapítottam, hogy a deformálódott keresztmetszet alakja a kétdimenziós számításból kapott alakhoz hasonló: a -2000 Pa transzmurális nyomás alatt a két modelltől számolt keresztmetszeti felületek közötti eltérés nem haladja meg az öt százalékot. A kapcsolt 3D szimulációval validáltam az egyszerűbb és gyorsabban futó kétdimenziós modellt.

3.2 A kétdimenziós matematikai modell megoldásához önálló algoritmust fejlesztettem ki, melynek segítségével az összenyomódott érkeresztmetszet alakja (a transzmurális nyomás függvényében) rövid futásidő mellett meghatározható. A deformálódott keresztmetszet alakjából számolható a keresztmetszet területe és a hullámterjedési sebesség.

3.3 Felépítettem egy mérőberendezést, amellyel sikerült reprodukálni az úgynevezett vénás izompumpa jelenséget. A berendezésben mért nyomás és áramlási sebesség görbék alapján megmutattam, hogy orvosi tapasztalatokkal egybehangzóan az izompumpa egy volumetrikus gép mintájára működik. A mérőberendezés alkalmas az érfali összenyomódás modellek ellenőrzésére, validálására.

4. Kapcsolt háromdimenziós szimulációkat végeztem az érfal pozitív transzmurális nyomás hatására történő kitágulására. Kapcsolódó publikációk: [11], [9], [6]

4.1 Megmutattam, hogy amennyiben a szilárd testre illesztett végelem háló finomabb felbontással rendelkezik, mint az áramlási térre definiált rács, akkor

konzervatív interpoláció használata problémákhoz vezet: az áramlási térben létrehozott egyenletes erőeloszlást az interpolációs módszer eltorzítja, így a szilárd test (az érfal) kapcsolódási felületén egyenetlen, torz erőeloszlás adódik.

- 4.2 Kifejlesztettem egy új interpolációs módszert az erők folyadéktérből a szilárd testre történő átviteléhez. Megmutattam, hogy az új módszer az előbb tárgyalt esetben biztosítja az egyenletes erőeloszlás torzításmentes átvitelét a szilárd test kapcsolódási felületére. Az erőtér konzervativitását az új módszer is garantálja.
- 4.3 Egy a szakirodalomból átvett mérés alapján validáltam a kapcsolt szimulációs eljárást. Megmutattam, hogy a mérésekből származó átmérő-nyomás értékek jól illeszkednek a szimulációból nyert adatokra.

Saját publikációk

- [1] Hős C , Pandula Z , Halász G , Kullmann L , Bárdossy, G: *Water demand forecast and on/off type pump schedule optimisation for water distribution systems*, Proceedings of the 23rd IAHR Symposium on Hydraulic Machinery and Systems. Tokyo, Japán, 2006
- [2] Pandula Z, Szekeres G, Debreceni B, Bárdossy G: *Capacity Measurements of Drinking Water Wells*, Proceedings of the Fifth Conference on Mechanical Engineering. Budapest, Magyarország, 2006.05.25-2006.05.26.
- [3] Bárdossy G , Halász G: *Prognosis of Urban Water Consumption*, Proceedings of the Fifth Conference on Mechanical Engineering. Budapest, Magyarország, 2006.05.25-2006.05.26.
- [4] Licskó G , Bárdossy G: *Modelling blood flow in veins due to external pressure excitation*, The 1st IMACS International Conference on Computational Biomechanics and Biology: Short communications. Plzen, Csehország, 2007.09.10-2007.09.13.
- [5] Bárdossy G, Halász G: *Városi vízfogyasztás előrejelzése hibrid fuzzy algoritmusok segítségével*, XI. Országos Víziközmű Konferencia. Sopron, Magyarország, 2007.06.12-2007.06.14.
- [6] Pantle I, Bárdossy G, Gabi M: *Numerical Approaches for Flow Induced Structure Vibrations Aiming for Medical Applications*, Proceedings of the 2007 Congress and Exposition on Noise Control Engineering (INTERNOISE), Istanbul, Turkey, 2007
- [7] Bárdossy G, Pandula Z, Halász G, Winter J, Márialigeti B: *Forecasting Water Consumption with Hybrid Fuzzy Algorithms: Theory and Operating Experiences*, Proceedings of Sixth Conference on Mechanical Engineering. Budapest, Magyarország, 2008.05.29-2008.05.30.
- [8] Tompa F, Halász G, Hegedűs F, Bárdossy G, Pandula Z: *Computation of a District-Heating Network*, Proceedings of Sixth Conference on Mechanical Engineering. Budapest, Magyarország, 2008.05.29-2008.05.30.

- [9] Pantle I, Bárdossy G, Gabi M: *Numerischer Ansatz zur Simulation von Strukturschwingungen induziert durch Fluidschwingungen*, Deutsche Jahrestagung für Akustik (DAGA08), Dresden, Germany, 2008
- [10] Bárdossy G, Halász G: *Modelling Venous Blood Flow*, Third Hungarian Conference on Biomechanics. Budapest, Magyarország, 2008.07.04-2008.07.05.
- [11] Bárdossy G, Halász G, Pantle I, Gabi M: *Fluid-structure-interaction: a hybrid CFD-FEM approach for multiple engineering and biomedical applications with special focus on venous blood flows*, Conference on Modelling Fluid Flow CMFF'09, Budapest, Magyarország, 2009.09.09-2009.09.12., pp. 144-151. Paper BF001. (ISBN: 978-963-420-987-4)
- [12] Bárdossy G, Halász G, Winter J: *Prognosis of urban water consumption using hybrid fuzzy algorithms*, Journal of Water Supply Research and Technology-AQUA, 58(3) pp. 203-211. Paper 448EQ. (2009), IF: 0.849
- [13] Bárdossy G, Halász G: *Viszkoelasztikus csövekből felépített vénás modellhálózat időfüggő áramlásának számítása*, OGÉT 2009 - XVII. Nemzetközi Gépészeti Találkozó. Gyergyószentmiklós, Románia, 2009.04.23-2009.04.26., pp. 48-51.
- [14] Boros Á, Bárdossy G, Halász G: *Measuring the Deformation of a Viscoelastic Tube Using an Optical Method*, Proceedings of the Seventh International Conference on Mechanical Engineering. Budapest, Magyarország, 2010.05.25-2010.05.26.
- [15] Bárdossy G, Lantos C, Halász G, Monos E, Nádasy LG: *Determination of venous blood flow velocity using digital videomicroscopy (A short methodical communication)*, Acta Physiologica Hungarica, 97(4) pp. 417-421. Paper 10.1556/APhysiol.97.2010.4.6. (2010), IF: 1.226
- [16] Bárdossy G, Boros Á, Halász G: *Experimental modelling of the venous muscle pump*, Biomechanica Hungarica, III.(2) pp. 23-30. (2010)
- [17] Bárdossy G, Halász G, Gondos T: *The diagnosis of hypovolemia using advanced statistical methods*, Computers in Biology and Medicine, 41(11) pp. 1022-1032. Paper 10.1016/j.combiomed.2011.0.002 (2011), IF: 1.112
- [18] Matolcsi K, Bárdossy G, Halász G: *Simulation of Saline Solution Injection into a Venous Junction*, IFMBE Proceedings (Vol. 37): 5th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering (EMBEC). Budapest, Magyarország, 2011.09.14-2011.09.18.
- [19] Bárdossy G, Halász G: *Modelling blood flow in the arterial system*, Periodica Polytechnica - Mechanical Engineering Series, közlésre elfogadva (2011).

- [20] Bárdossy G, Halász G: *A "backward" calculation method for the estimation of central aortic pressure wave in a 1D arterial model network*, *Annals of Biomedical Engineering*, közlésre benyújtva (2011).

Irodalomjegyzék

- [1] AP Avolio: Multi-branched model of the human arterial system. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 18. évf. (1980) 709-718.
- [2] WA Conrad: Pressure-Flow Relationships in Collapsible Tubes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 16. évf. (1969) 4. sz. 284-295.
- [3] G Halász: *Modellezés a biomechanikában*. 2007, Műegyetemi Kiadó.
- [4] JP Holt: Flow through collapsible tubes and through in situ veins. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 16. évf. (1969) 4. sz. 274-283.
- [5] DL Jan, RD Kamm, és AH Shapiro: Filling of partially collapsed compliant tubes. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105. évf. (1983) 1. sz. 12-19.
- [6] RD Kamm és AH Shapiro: Unsteady flow in a collapsible tube subjected to external pressure or body forces. *Journal of Fluid Mechanics*, 95. évf. (1979) 1-78.
- [7] FP Knowlton és EH Starling: The influence of variations in temperature and blood-pressure on the performance of the isolated mammalian heart. *Journal of Physiology*, 44. évf. (1912) 3. sz. 206-219.
- [8] E Kresch és A Noordergraaf: Cross-Sectional Shape of Collapsible Tubes. *Biophysical Journal*, 12. évf. (1972) 3. sz. 274-294.
- [9] JA Kylstra, T Wierbicki, ML Wolbarsht, MB Landers, és E Stefansson: The Relationship between Retinal Vessel Tortuosity, Diameter and Transmural Pressure. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 224. évf. (1986) 5. sz. 477-480.
- [10] AÁ Molnár, A Apor, RG Kiss, I Préda, E Monos, V Bérczi, és GL Nádasy: Újabb eredmények a vénás rendszer biomechanikájának kutatásában. *Orvosi Hetilap*, 149. évf. (2008) 1801-1809.
- [11] E Monos: *Az érfal biomechanikája*. 1986, Medicina Kiadó, Budapest.
- [12] E Monos: *Hemodinamika: A vérkeringés dinamikája*. 2001, Semmelweis Egyetem, Budapest.
- [13] LA Taylor és JH Gerrard: Pressure-radius relationships for elastic tubes and their application to arteries: Part 1 and Part 2. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 15. évf. (1977) 1. sz. 11-17.

- [14] S Till: Az artériás véráramlás matematikai modellezése. Diplomaterv (Diplomaterv, BME Hidrodinamikai Rendszerek Tanszék). 2003.
- [15] S Till és F Hegedűs: Experimental Validation of a Novel Blood Flow Modelling Method. In *Gépészet konferencia 2006* (konferenciaanyag). 2006.
- [16] S Till, L Kullmann, és F Hegedűs: Érfalmodellek összehasonlítása az artériás véráramlás szimulációjához. In *BUDAMED '05 Konferencia Orvosbiológiai és Klinikai Mérnököknek* (konferenciaanyag). 2005.
- [17] B Williams, PS Lacy, P Yan, és Hwee CN: Development and Validation of a Novel Method to Derive Central Aortic Systolic Pressure From the Radial Pressure Waveform Using an N-Point Moving Average Method. *Journal of the American College of Cardiology*, 57. évf. (2011) 8. sz. 951-961.