



PÁZMÁNY

Pázmány Péter Catholic University

Faculty of Information Technology and Bionics

OTDK

A vesetranszplantáció biztonságának növelése
a veseartéria elágazási szögének
optimalizálásával

HUSZÁR OLÍVIA MÁRIA

Info-bionika mérnöki MSc

Témavezetők: Dr. Barabás J. Imre, Dr. Laki András József

2025

Absztrakt

A vesetranszplantáció jelentősen javítja a végstádiumú vesebetegségben (ESRD) szenvedő betegek életminőségét és hosszú távú túlélési esélyeit.

A kutatás célja annak vizsgálata volt, hogy a donor vese natív veseartéria elágazási szögének megőrzése hogyan támogathatja az optimális transzplantáció utáni hemodinamikát, valamint hogy létezik-e általánosan alkalmazható optimális szögtartomány a hasonló morfológiájú modellek között.

A vizsgálat során nyolc donor modell páciensspecifikus anatómiai adatait elemeztük, amelyek klinikai CT-felvételekből származtak. A 3D modellek létrehozásához a 3D Slicer-t, a geometriai szerkesztéshez és optimalizáláshoz az Autodesk Fusion 360-t használtuk, míg az áramlástan szimulációkhoz a COMSOL Multiphysics 6 szoftvert alkalmaztuk. Az elágazási szögek (0° , $\pm 10^\circ$, $\pm 20^\circ$, $\pm 30^\circ$) hatását különböző hemodinamikai paraméterekre, például nyomásra, áramlási sebességre, fali nyírófeszültségre (WSS), időben átlagolt fali nyírófeszültségre (TAWSS), oszcillációs nyíró indexre (OSI) és relatív tartózkodási időre (RRT) elemeztük.

Az eredmények jelentős variabilitást mutattak az egyes modellek között. Míg a donor natív szögéhez közeli konfigurációk (általában -10° és 0° között) minimalizálták a turbulenciát és támogatták a stabil áramlást, bizonyos esetekben eltérő szögek, például $+20^\circ$ vagy $+30^\circ$ mutatták a legjobb értékeket. A nagyobb eltérések a donor szögétől általában hemodinamikai instabilitást, például megemelkedett nyírófeszültséget eredményeztek, ami növelheti az érrendszeri komplikációk kockázatát. Mindez rávilágított a szögválasztás fontosságára, amely csökkenti például a hipoxiás károsodás vagy az érrendszeri átalakulás valószínűségét.

A alkalmazott modellek pontos képet szolgáltat a veseartériák elágazási szögének hemodinamikai hatásairól, lehetővé téve a transzplantációs műtétek személyre szabott tervezését. A jövőbeli célok között a rugalmas érfal modellek és egyéni határfeltételek integrálása szerepel, valamint a számítási folyamatok gyorsítása párhuzamos feldolgozással és gépi tanulási algoritmusokkal. Ez a megközelítés lehetőséget nyújthatna arra, hogy mind élő, mind elhunyt donoros transzplantációk esetén optimalizált sebészeti tervezést valósítsunk meg, hozzájárulva a sikeres klinikai kimenetekhez.

Tartalomjegyzék

Absztrakt	1
1. Bevezetés	3
2. Irodalmi áttekintés	5
2.1. Veseátültetés: klinikai gyakorlat, donorprofilok és a transzplantáció utáni eredmények	5
2.2. A veseátültetés rövid és hosszú távú hatásai és a hemodinamikai paraméterek jelentősége	7
2.3. Végeselemes numerikus szimuláció a veseartéria áramlásának vizsgálatára . . .	8
2.4. 3D veseartéria modellezése 3D Slicer segítségével és a mesterséges intelligencia lehetőségei	11
3. Módszertan	13
3.1. Betegspecifikus geometria kialakítása hemodinamikai szimulációkhoz	13
3.1.1. Szegmentációs folyamat	13
3.1.2. Transzplantációs geometria kialakítása	13
3.1.3. 3D modellek peremfelületeinek előkészítése	15
3.2. CFD szimuláció konfigurációja: anyag, fizika, végeselem háló és vizsgálat típus	18
3.3. Adatok kinyerése az áramlástani szimulációkból	20
3.3.1. A kulcsfontosságú hemodinamikai paraméterek elemzési és értékelési mód-szere	21
3.4. Áramlástani szimulációk eredményeinek statisztikai kiértékelése	36
4. Eredmények	38
5. Összefoglalás	46
Irodalomjegyzék	49

1. fejezet

Bevezetés

A krónikus idült vesebetegség világszerte elterjedt egészségügyi probléma, amely emberek millióit érinti. Globális szinten ezer emberből körülbelül egy él átültetett vesével vagy dialízisre szorul. Hazánkban a 2017-es adatok alapján 872 beteg szerepelt a veseátültetésre várók listáján, míg ugyanebben az évben 297 transzplantációt hajtottak végre, amelyek közül 40 élődonoros beavatkozás volt [1]. A vesetranszplantáció továbbra is a végstádiumú vesebetegségben (ESRD) szenvedő betegek elsődleges kezelési módja, ugyanis biztosítja a veseműködést és jelentősen javítja a betegek életminőségét a dialízissel szemben. Bár a sebészeti technikák és az immunoszuppressziós kezelések fejlődése jelentős javulást eredményezett a transzplantáció utáni kimenetek terén, a beültetett vesék fiziológiai integrációjának folyamata továbbra is alulvizsgált terület. A klinikai gyakorlatban a sebészek az artériák stabil csatlakoztatására törekednek, figyelmen kívül hagyva az artéria anasztomózisának szögbeli és pozícióbeli beállítását [2]. A jelen kutatás egy új sebészeti megközelítést tár fel, amelynek célja a donor veseartéria élettani paramétereinek precíz rekonstruálása a recipiens szervezetében, hogy az optimális hemodinamikai környezet biztosítható legyen. A vizsgálat a sebészeti technikák hatékonyságának igazolását célozza, előzetes eredményeket nyújtva arról, hogy a donor veseartéria elágazási szögének pontos helyreállítása miként javíthatja a véráramlást és a szerv perfúzióját. Mivel a veseartéria természetes elágazási szöge az evolúció és a fiziológiai igények következményeként alakult ki és egyénenként eltér, a kutatás feltételezi, hogy ezen szög megtartása segítheti a vér áramlási tulajdonságainak javítását, minimalizálva a turbulenciát és csökkentve a nyírófeszültséget, így optimális környezetet biztosítva a transzplantált szerv számára. A kutatás célja annak feltárása, hogy lehetséges-e a donorvese optimális hemodinamikai környezetének megközelítése a natív veseartéria-elágazási szög helyreállításával. A vizsgálat során nyolc hasonló artériás morfológiával rendelkező donor veseartéria-modelljén végeztünk számítógépes áramlástani (CFD) szimulációkat. A szimulációk során a natív elágazási szöget (0°) vettük referenciának és ehhez képest -30° és $+30^\circ$ közötti szög-

variációkat vizsgáltunk. Az egyes szögeltérések hatását hat hemodinamikai paraméter mentén elemeztük: nyomás, áramlási sebesség, falí nyírófeszültség, időben átlagolt falí nyírófeszültség (TAWSS), oszcilláló nyíróindex (OSI) és relatív tartózkodási idő (RRT). Ezek a paraméterek a véráramlás stabilitását, hatékonyságát és biztonságát jelzik, segítve az optimális sebészeti technika kifejlesztését.

2. fejezet

Irodalmi áttekintés

2.1. Veseátültetés: klinikai gyakorlat, donorprofilok és a transzplantáció utáni eredmények

Végstádiumú vesebetegség és kezelési lehetőségei

A vesetranszplantáció létfontosságú sebészeti eljárás a végstádiumú vesebetegségben (ESRD) szenvedő betegek kezelésére. Az ESRD-t a vesefunkciók irreverzibilis elvesztése jellemzi, amelynek következtében a vesék nem képesek ellátni alapvető élettani feladataikat, úgymint a metabolikus salakanyagok eltávolítását, valamint a szervezet folyadék- és elektrolit-háztartásának szabályozását. Ezek a funkciók elengedhetetlenek a homeosztázis fenntartásához, amely a felesleges anyagcseretermékek és folyadék kiválasztásával valósul meg a vizeletképzés során. Az ESRD-ben a glomeruláris filtrációs ráta jelentős csökkenése toxikus metabolitok felhalmozódásához, valamint a folyadék- és elektrolit-egyensúly súlyos zavarához vezet, ami potenciálisan életet veszélyeztető állapotokat eredményezhet, ideértve az elektrolit-diszfunkciókat, a hiperhidrációt és a kardiovaszkuláris instabilitást. Az ESRD kezelésében két alapvető terápiás lehetőség áll rendelkezésre: a vesepótló kezelés dialízis formájában vagy a vesetranszplantáció. Míg a dialízis biztosítja a vér mesterséges szűrését és ezzel az életfenntartást, alkalmazása jelentős életminőségbeli kompromisszumokkal jár és hosszú távon komoly egészségügyi kockázatokat eredményezhet. Ezzel szemben a transzplantált betegek általában jobb általános egészségi állapotot, hosszabb élettartamot és javuló életminőséget tapasztalnak [3].

A veseátültetés sebészeti eljárása

A vesetranszplantáció során sebészileg ültetnek be egy egészséges vesét a recipiens szervezetébe, amely élő vagy elhunyt (kadáver) donortól származhat [4]. Általában a recipiens kóros

veséit nem távolítják el, így az új vesét a medenceüregben, rendszerint a jobb oldalon az alsó hasüregben helyezik el [5]. A beavatkozás során a donor vese húgyvezetékét a recipiens hólyagjához csatlakoztatják, míg a vese artériáját és vénáját az external iliaca artériához és -vénához kapcsolják. Ez lehetővé teszi, hogy az új vese szinte azonnal megkezdje a salakanyagok szűrését és a vizelettermelést.

Donor trendek és transzplantációs eredmények

A veseátültetésen átesett betegek prognózisa általában kedvező, mivel a recipiensek többsége jelentős javulást tapasztal az életminőségben és a várható élettartamban azokhoz képest, akik dialízisre szorulnak. Azonban az eredmények különbözhetnek olyan tényezők függvényében, mint a donor típusa (élő vagy elhunyt), a páciens általános egészségi állapota, a posztoperatív gondozás betartása, különösen az immunszuppresszív gyógyszerek használata a kilökődés megelőzése érdekében, valamint az anasztomózis sikeressége, amely ezen munka fő fókuszát képezi. Világszerte a veseátültetettek egyéves túlélési aránya 90–95% között mozog, ahol az élő donoros transzplantációk általában valamivel magasabb túlélési arányt mutatnak, mint az elhunyt donorok esetében [6]. Ennek oka, hogy az élő donoroktól származó vesék általában jobb minőségűek, mivel a donációs folyamat előre megtervezhető, így minimálisra csökkenthető az az idő, amelyet a szerv a testen kívül tölt. Emellett az élő donorok veséi gyakran genetikai szempontból jobban illeszkednek a recipienshez, ami csökkenti a kilökődés kockázatát és javítja a hosszú távú eredményeket. Az ötéves túlélési arány az élő donoros veseátültetettek körében általában 85–90% között van, míg az elhunyt donoros recipiensek esetében ez az arány 75–80% [6]. Ezek az adatok hangsúlyozzák az élő donoros transzplantáció előnyeit mind rövid, mind hosszú távon. Az ilyen vesék általában tovább működnek, átlagosan 21,6 évig, szemben az elhunyt donorokból származó vesékkal, amelyek átlagosan 13,8 évig funkcionálnak [7]. Ugyanakkor a transzplantált vese élettartamát olyan tényezők is befolyásolják, mint a recipiens életkora, meglévő egészségi állapotai és az immunszuppresszív terápia betartása. Magyarországon a veseátültetettek túlélési arányai összhangban vannak a nemzetközi átlagokkal. Az adatok azt mutatják, hogy az élő donoroktól származó vesét kapó recipiensek hazánkban is kedvezőbb eredményeket érnek el: magasabb ötéves túlélési arányt és hosszabb vesefunkciós időt élveznek, mint az elhunyt donoroktól származó vesét kapók. A jól illeszkedő donor szervek elérhetősége hozzájárul ezekhez a kedvező eredményekhez. Figyelembe véve ezeket az előnyöket, kiemelten fontos a társadalmi tudatosság és oktatás növelése az élő donációval kapcsolatban, annak érdekében, hogy a jövőben növekedjen az ilyen típusú transzplantációk száma.

2.2. A veseátültetés rövid és hosszú távú hatásai és a hemodinamikai paraméterek jelentősége

A veseátültetés sikerének kulcstényezői között kiemelt szerepet játszik a veseartéria anasztomózisának konfigurációja, amely alapvetően meghatározza a szerv perfúzióját és hosszú távú működését. Az anasztomózis geometriájának optimalizálása a transzplantáció során elengedhetetlen, mivel a nem megfelelő kialakítás közvetlenül befolyásolhatja a véráramlás dinamikáját, és olyan szövődményekhez vezethet, mint az iszkémia, trombózis, vagy krónikus graftelégtelenség. Ennek hatásait a számítógépes folyadékdinamika (CFD) segítségével többen is tanulmányozták.

Korai posztoperatív hemodinamikai hatások

A veseátültetés közvetlen posztoperatív szakaszában a megfelelő véráramlás fenntartása az anasztomózis helyén elsődleges fontosságú. Zhao et al. [8] és Csonka et al. [2] kutatásai hangsúlyozzák, hogy az optimális szögek (58° és 88° között) fenntartása alapvető a véráramlás zavartalanához. Zhao et al. megállapította, hogy a nem ideális geometriák, mint például a szűkületek vagy túl szűk szögek, turbulenciát és áramláselválást okozhatnak, amelyek később trombózis vagy érfali gyulladás formájában manifesztálódhatnak. Csonka et al. hasonlóképpen kimutatta, hogy a túl szűk szögek (58° alatt) növelhetik a nyomáskülönbségeket és az áramlási térfogatot, ami a vesemikrovaszkuláris rendszer károsodásához vezethet, míg a túl széles szögek (88° fölött) hipoperfúziót és hipoxiát idézhetnek elő. Az endothelfunkcióra gyakorolt hatásokat illetően Basri et al. eredményei azt mutatták, hogy a nem megfelelő szögekből adódó rendellenes nyírófeszültség (WSS) endothelfeszültséget okoz, ami növeli az intima hyperplasia és restenosis kockázatát. Az optimális szög fenntartása nemcsak a véráramlás egyenletességét biztosítja, hanem a graft hosszú távú élettartamának alapfeltétele is. Az említett tanulmányok leginkább ideális geometriákon alapulnak, amelyek nem veszik figyelembe a betegek közötti anatómiai különbségeket. Jelen dolgozat így személyre szabott anatómailag pontos modellekkel egészül ki.

Hosszú távú hemodinamikai hatások

A hosszú távú graftfunkció szempontjából az anasztomózis geometriájának helytelen kialakítása súlyos következményekkel járhat. Az optimálistól eltérő szögek miatt kialakuló alacsony időátlagolt nyírófeszültség (TAWSS), magas oszcillációs nyíróindex (OSI) és növekedett relatív rezidenciaidő (RRT) kóros folyamatokat indíthatnak el, mint például neointimális hyperplasia, restenosis és trombózis [9]. Ezek a változások a krónikus allograft nephropathia és a graft-elégtelenség előfutárai lehetnek. Csonka et al. [2] hangsúlyozta, hogy a nem optimális szögek

miatt kialakuló krónikus hipoperfúzió nephronvesztéshez vezethet, amely a graft fokozatos károsodását okozza. Az iszkémiás károsodás és a mikrocirkulációs zavarok különösen veszélyesek a graft hosszú távú élettartama szempontjából [10]. Az említett modellekben azonban gyakran nem veszik figyelembe a vér viszkoelasztikus tulajdonságait, ami nagyban befolyásolhatja a valós eredményeket.

2.3. Végeselemes numerikus szimuláció a veseartéria áramlásának vizsgálatára

A végeselem-módszer (FEM)

A numerikus módszerek közé tartozó véges elemek módszere (FEM) bonyolult parciális differenciálegyenletek (PDE-k) megoldására szolgál, különösen azokban az esetekben, amelyek folyadékdinamikai és hemodinamikai problémákkal kapcsolatosak. Kifejezetten alkalmas összetett geometriájú rendszerek, például a veseartéria vizsgálatára, ahol az ér szerkezetének bonyolultsága miatt az analitikus megoldások lehetetlenek. A FEM-ben egy összetett tartományt kisebb, egyszerűbb alrendszerekre, úgynevezett "véges elemekre" osztanak fel. Ezek az elemek különböző formájúak lehetnek (pl. háromszögek, négyszögek 2D-ben, vagy tetraéderek, hexaéderek 3D-ben), és egymással diszkrét pontokon, az úgynevezett csomópontokon keresztül kapcsolódnak össze. Az egyenleteket lokálisan oldják meg minden egyes elemen belül, majd az egyes megoldásokat kombinálva a teljes tartományra kapnak közelítő megoldást. Ez a technika rendkívül rugalmas, és különösen hasznos összetett geometriák, például a bifurkáló (elágazó) veseartéria esetében, ahol az analitikus megoldások levezetése lehetetlen. A FEM-et gyakran alkalmazzák olyan szoftvereszközökben, mint a COMSOL Multiphysics, amelyet ebben a tanulmányban is használunk, valamint az ANSYS, amely egyaránt népszerű a számítógépes folyadékdinamika szimulációk során. Ezek az eszközök felhasználóbarát felületeket biztosítanak a szimulációk beállításához, a peremfeltételek alkalmazásához és az eredmények utófeldolgozásához. A COMSOL és az ANSYS lehetővé teszi a szimulációk testreszabását is, például a lamináris és turbulens áramlási modellek közötti választást, az anyagtulajdonságok meghatározását, valamint a háló finomítását az érdekes területeken, például az érfalak közelében, ahol a nyírófeszültség (WSS) pontos számítása kiemelten fontos. Mindkét szoftverplatform támogatja az összetett geometriákat, és hatékony megoldó algoritmusokat kínál a nagyszabású szimulációk kezelésére, így ideálisak olyan kardiovaszkuláris tanulmányokhoz, mint például a veseartérián belüli áramlás elemzése [11], [12].

A véges elemek módszerének lépései

1. A tartomány diszkretizálása

A FEM első lépése a folytonos tartomány (ebben az esetben a veseartéria) diszkretizálása kisebb, véges elemekre. Minden elem csomópontokkal kapcsolódik össze. Minél finomabb a háló (több elem), annál nagyobb a megoldás potenciális pontossága. Ugyanakkor a finomabb háló magasabb számítási költségeket is jelent. A COMSOL szoftverben az automatikus hálózási eszközök lehetővé teszik a hálósűrűség szabályozását, különösen az olyan határok mentén, mint az artéria fala, ahol a nagy pontosság elengedhetetlen.

2. Alapegyenletek

A folyadékdinamikában a veseartériában történő véráramlás viselkedését két alapvető egyenletrendszer határozza meg [13]: a kontinuitási egyenlet, amely biztosítja a tömegmegmaradást, és a Navier–Stokes-egyenletek, amelyek a viszkozus folyadékok mozgásmennyiségének megmaradását írják le. A kontinuitási egyenlet biztosítja, hogy az áramlás összenyomhatatlan legyen, vagyis az adott folyadéktérfogatba belépő tömeg megegyezik az onnan kilépő tömeggel. Matematikailag ez az alábbiak szerint írható fel:

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0,$$

ahol $\mathbf{v}$ az adott esetben a vér sebességvektora. Ez a feltétel kulcsfontosságú a biológiai áramlások, például a véráramlás szempontjából, ahol fiziológiai körülmények között az összenyomhatóság elhanyagolható.

Egy összenyomhatatlan, Newtoni folyadék esetében a stacioner Navier–Stokes-egyenletek vektoralakban így írhatók fel:

$$\rho(\mathbf{v} \cdot \nabla)\mathbf{v} = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{v},$$

ahol ρ a folyadék (vér) sűrűsége, $\mathbf{v}$ a sebességvektor, p a nyomás és μ pedig a folyadék dinamikai viszkozitása. Az $(\mathbf{v} \cdot \nabla)\mathbf{v}$ tag a folyadék konvektív gyorsulását jelenti, a $-\nabla p$ a nyomásgradiensből származó erőket írja le, míg a $\mu \nabla^2 \mathbf{v}$ a viszkozitás által a folyadékra ható erőket reprezentálja. Ezek az egyenletek írják le, hogyan áramlik a vér a veseartériában, figyelembe véve a nyomás és viszkozitás által kifejtett erőket.

3. Az alapegyenletek diszkretizálása

A FEM alkalmazásához a tartományt elemekre osztják, majd az alapegyenleteket (kontinuitás és Navier–Stokes) gyenge formában írják át. A gyenge formát úgy fejezik ki, hogy az alapegyenleteket tesztfüggvényekkel (súlyfüggvényekkel) szorozzák meg, majd azokat az egész tartományon

integrálják. Ezzel a módszerrel a PDE-ket algebrai egyenletrendszerre alakítják, amely numerikus módszerekkel megoldható. A Navier–Stokes-egyenletek FEM-gyenge formája tipikusan a következőképpen írható fel:

$$\int_{\Omega} \rho (\mathbf{v} \cdot \nabla) \mathbf{v} \cdot \boldsymbol{\phi} d\Omega + \int_{\Omega} \mu \nabla \mathbf{v} : \nabla \boldsymbol{\phi} d\Omega = \int_{\Omega} p \nabla \cdot \boldsymbol{\phi} d\Omega + \int_{\Gamma} \mathbf{t} \cdot \boldsymbol{\phi} d\Gamma,$$

ahol $\mathbf{v}$ a sebességvektor, $\boldsymbol{\phi}$ a tesztfüggvény, ρ a sűrűség, μ a dinamikai viszkozitás, p a nyomás, Ω a tartomány, Γ a határ és $\mathbf{t}$ a húzóerővektor. A bal oldali tag a konvektív és viszkozus erőket reprezentálja, míg a jobb oldalon a nyomás és határfeltételek által kifejtett erők szerepelnek. Ezt az integrális formát elemenként diszkretizálják, így minden elemre egy egyenletrendszert kapnak. Ezeket a lokális rendszereket végül összeállítják egy globális rendszerre, amely az egész veseartéria viselkedését írja le.

4. Elemi alakfüggvények

Minden elem megoldása alakfüggvények segítségével kerül közelítésre, amelyek az egyes elemek belül definiált polinomiális függvények. Két- vagy háromdimenziós elemek esetében ezek interpolálják az ismeretlen értékeket (sebesség, nyomás) a csomópontok között. Gyakran használt alakfüggvények a lineáris vagy kvadratikus polinomok. Az elemen belüli közelítő megoldás ezen elemek súlyozott összegével írható le.

$$\mathbf{v}(x, y, z) = \sum_{i=1}^N N_i(x, y, z) \mathbf{v}_i,$$

ahol $N_i(x, y, z)$ az alakfüggvények és $\mathbf{v}_i$ a csomóponti sebességek. Hasonló megközelítés alkalmazható a nyomás p közelítésére is.

5. A globális egyenletrendszer összeállítása

Az egyes elemekre vonatkozó egyenletek diszkretizálása után a lokális rendszereket egy globális egyenletrendszerre állítják össze, amely az egész veseartéria tartományt reprezentálja. Mátrixos alakban a globális egyenletrendszer a következőképpen írható fel:

$$[K]\{X\} = \{F\},$$

ahol $[K]$ a globális merevségi mátrix, $\{X\}$ az ismeretlenek vektora (sebességek és nyomások az egyes csomópontokban), $\{F\}$ pedig a külső erőket és peremfeltételeket reprezentáló erővektor. Ez a lépés biztosítja, hogy az egész tartomány viselkedését figyelembe vegyék a szimulációban [11].

6. Peremfeltételek alkalmazása

A megfelelő peremfeltételek alapvető fontosságúak a fizikai értelemben helyes megoldás biztosításához a veseartériában történő véráramlás szimulációjánál. Az artéria bemeneténél előírt áramlási sebességet adnak meg, amely a vér artériába történő belépését reprezentálja. Pulzáló áramlások vizsgálatánál egy időben változó sebességprofil modellezhető, amely a fiziológiai körülményeket utánozza. Az artéria kimeneteinél állandó nyomás vagy áramlásmegoszlási feltételek alkalmazhatók, amelyek a vér artériából való kilépését szimulálják. Végül, az ér falain nulla sebességfeltételt írnak elő, ami azt jelenti, hogy a falnál a vér sebessége zérus. Ez a feltétel elengedhetetlen a falra ható nyírófeszültség (WSS) pontos meghatározásához, amely kulcsfontosságú paraméter az érrendszeri áramlások vizsgálatánál.

7. Az egyenletrendszer megoldása

A globális egyenletrendszer összeállítása után a megoldást iteratív numerikus módszerekkel végzik, mivel az áramlásszimulációkból, például a veseartéria áramlásából származó rendszer nagy, ritka és nem szimmetrikus. Bár a direkt megoldók pontosak, számítási költségeik és memóriaigényük miatt általában nem használják őket. Ehelyett iteratív megoldókat, például a generalizált minimális maradékmódszert (GMRES) és a kétszeresen konjugált gradiens stabilizált módszert (BiCGSTAB) részesítik előnyben [14]. A GMRES minden iterációnál minimalizálja a maradékot, de jelentős memóriát igényelhet, ezért gyakran alkalmaznak egy újraindított változatot ennek korlátozására. A BiCGSTAB általában gyorsabb és kevesebb memóriát igényel, így hatékonyabb a nagyméretű problémák esetén. Mindkét megoldó előnyére válik az előkondicionálás, amely a rendszert olyan formára alakítja, amely gyorsabban konvergál. Gyakori előkondicionálók például az ILU (inkomplett LU-faktorizáció) és a Jacobi-előkondicionáló [15]. A megoldási folyamat addig folytatódik, amíg a maradéknorma – amely a számított és a tényleges értékek közötti eltérést méri – nem csökken egy meghatározott tűréshatár alá, biztosítva a megoldás pontosságát. Ezenkívül a COMSOL párhuzamos számítást alkalmaz, amely a terhelést több processzor között osztja szét, jelentősen felgyorsítva a nagy és összetett szimulációk megoldását.

2.4. 3D veseartéria modellezése 3D Slicer segítségével és a mesterséges intelligencia lehetőségei

A 3D Slicer egy nyílt forráskódú szoftverplatform, amelyet orvosi képek megjelenítésére, feldolgozására és elemzésére terveztek, és széles körben használják a biomedikai kutatásokban. Sokoldalú keretrendszere ideálissá teszi anatómiai struktúrák, például a veseartéria, realisztikus

3D modelljeinek elkészítésére CT- vagy MRI-felvételek alapján. A szoftver egyik legfőbb előnye, hogy fejlett szegmentációs algoritmusokat integrál képvezérelt beavatkozási és vizualizációs eszközökkel, ezáltal hatékonyan alakítja át a 2D orvosi képeket részletes, betegspecifikus 3D modellekké. A veseartéria 3D modellezésének folyamata a DICOM-adatok importálásával kezdődik, majd szegmentálással folytatódik, amely elkülöníti az artériát a környező szövetektől. Ez manuálisan vagy félautomata algoritmusokkal, például régiónöveléssel, küszöbérték-alkalmazással, illetve gépi tanulást használó módszerekkel végezhető el. A pontos szegmentálás elengedhetetlen az artéria pontos izolálásához. A szegmentált régiókat ezután 3D hálóká alakítják, amelyeket tovább lehet finomítani és exportálni, ezzel biztosítva az anatómiailag realisztikus modellek létrehozását. A 3D Slicer nyílt forráskódú jellege lehetővé teszi a testreszabást és bővítést felhasználók által fejlesztett modulokkal. A különböző bővítmények hozzáadása révén fejlett képfeldolgozási technikák is alkalmazhatók. A platform volumetrikus renderelési és hálófinomítási képességei tovább növelik az értékét az összetett vaszkuláris geometriák, például a veseartéria bifurkációjának modellezésében. Ezek a funkciók különösen hasznosak a sebészeti tervezés, oktatás és biomechanikai kutatások során. A jövőben a mesterséges intelligencia (MI) és a gépi tanulás várhatóan tovább forradalmasítja a 3D Slicer orvosi képfeldolgozási képességeit. A MONAI (Medical Open Network for Artificial Intelligence) egy nyílt forráskódú mélytanulási keretrendszer, amelyet kifejezetten egészségügyi alkalmazásokra fejlesztettek ki. A MONAI integrációja a 3D Slicerrel jelentősen növelheti a szegmentálási feladatok automatizáltságát, gyorsabbá és pontosabbá téve a 3D anatómiai modellek létrehozását. Az MI-alapú algoritmusok csökkenthetik az emberi hibák számát, és komplex vagy nehezen értelmezhető anatómiai struktúrák esetén is precíz szegmentálást biztosíthatnak. Ez a megközelítés nemcsak a manuális munka terhét csökkenti, hanem javítja az eredmények reprodukálhatóságát, és lehetővé teszi a valós idejű módosításokat klinikai környezetben. A MONAI rugalmassága és skálázhatósága tovább bővítheti a 3D Slicer alkalmazási területeit, elősegítve a betegspecifikus modellezés fejlődését.

3. fejezet

Módszertan

3.1. Betegspecifikus geometria kialakítása hemodinamikai szimulációkhoz

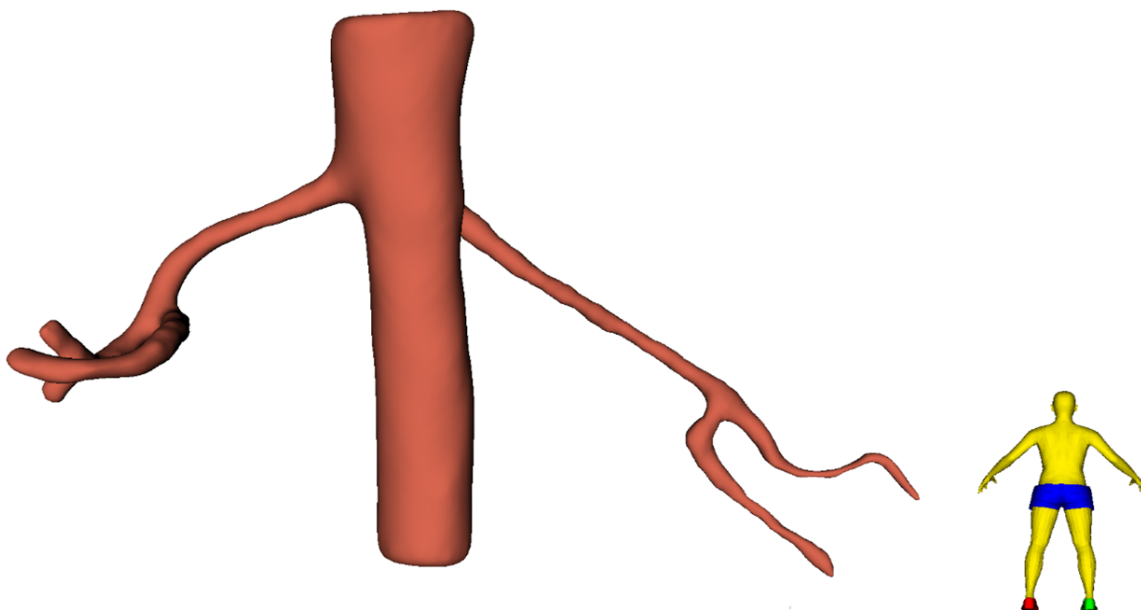
A számítógépes folyadékdinamikai (CFD) szimulációk végrehajtása előtt elengedhetetlen a pontos, háromdimenziós (3D) anatómiai modellek létrehozása, amelyek betegspecifikus geometriákat tükröznek. Ezeket a modelleket számítógépes tomográfia (CT) felvételek alapján készítettük a 3D Slicer szoftver segítségével. A betegadatokon alapuló modellek biztosítják az élettani anatómiák pontos ábrázolását, elkerülve az idealizált geometriákból eredő torzításokat, amelyek nem veszik figyelembe a betegek közötti eltéréseket vagy a patológiás állapotok sajátosságait.

3.1.1. Szegmentációs folyamat

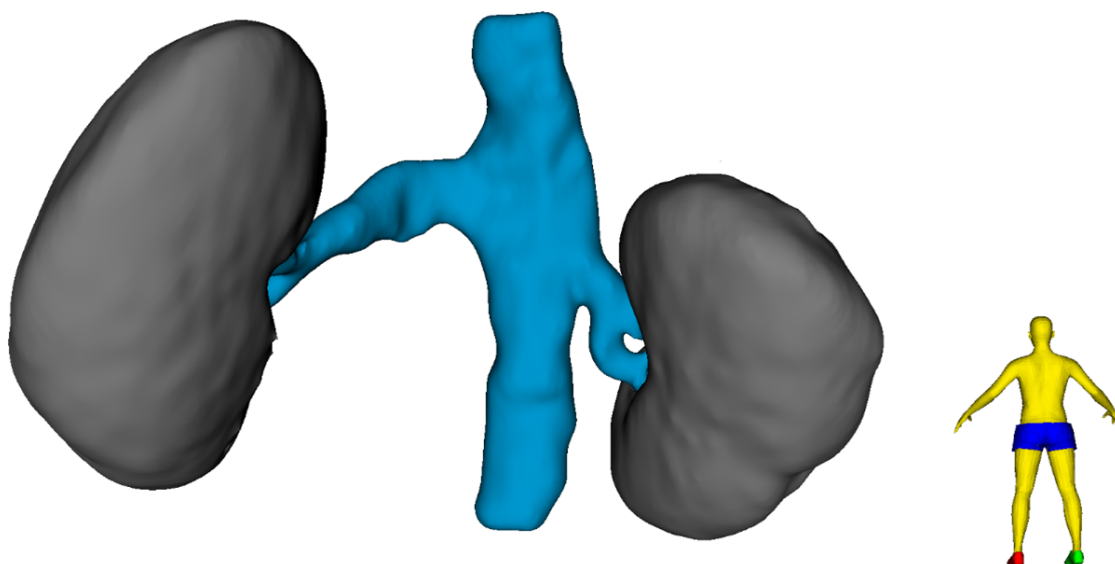
A szegmentálást szövet-specifikus küszöbérték-alapú algoritmusokkal végeztük el, ahol a Hounsfield-egységek (HU) intenzitástartományai alapján különítettük el a légyszöveteket, az érstruktúrákat és a csontokat. A veseartériákat magasabb küszöbértékekkel szegmentáltuk, míg az ereket és a veséket alacsonyabb értékekkel azonosítottuk (lásd 3.1 és 3.2 ábrák). Az elsődleges szegmentálás után manuális finomítások történtek az anatómiák javítása érdekében. A modell pontosságának további növelésére felületi simítást alkalmaztunk, amely javította a geometria élettani hitelességét. Ezek a lépések kulcsfontosságúak voltak a szimulációk pontatlanságának minimalizálása érdekében. .

3.1.2. Transzplantációs geometria kialakítása

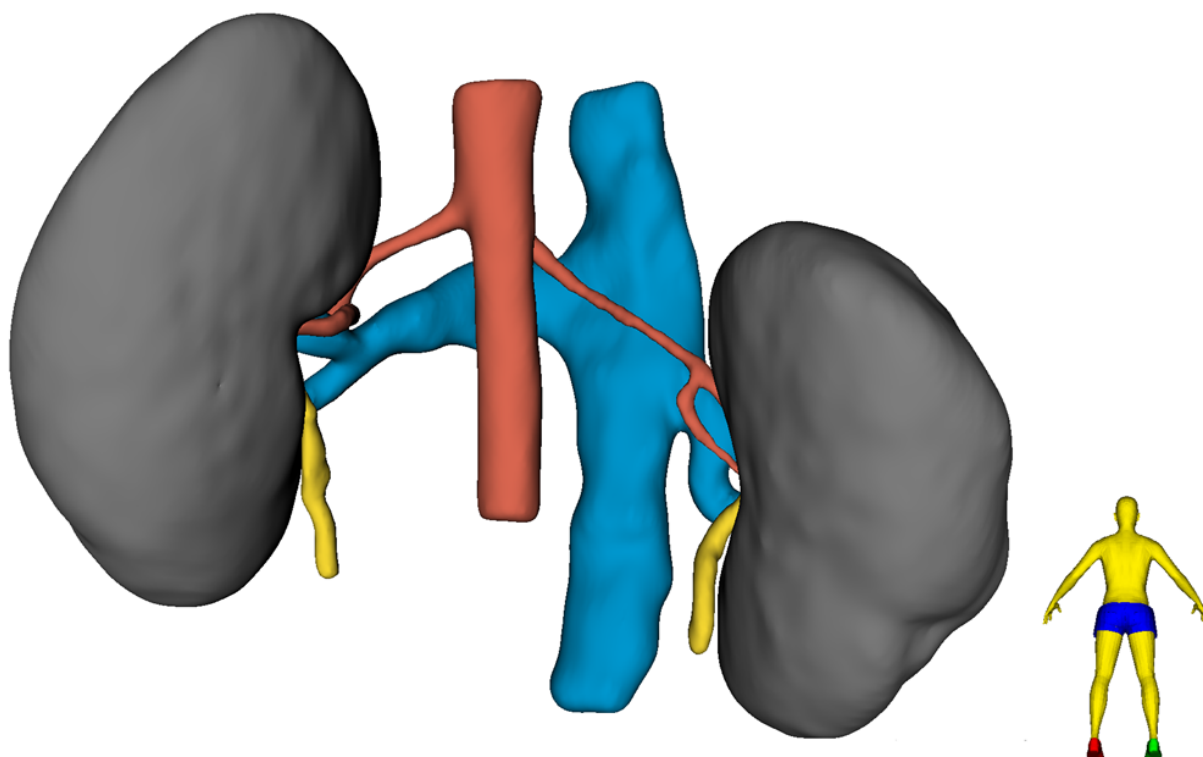
A szegmentálás befejezését követően elkészítettük a transzplantáció szimulációjához szükséges geometriákat, külön figyelmet fordítva a veseartéria recipiens aortájához való sebészeti csatlakozására (lásd 3.4 ábra). Az aortát külön szegmentáltuk a veseartériáktól, lehetővé téve az artériák



3.1. ábra. Az aorta és a veseartéria ágainak posterior nézete



3.2. ábra. A vesék, a vena cava inferior és a vese véna ágak posterior nézete simítás és kézi szétválasztás után.

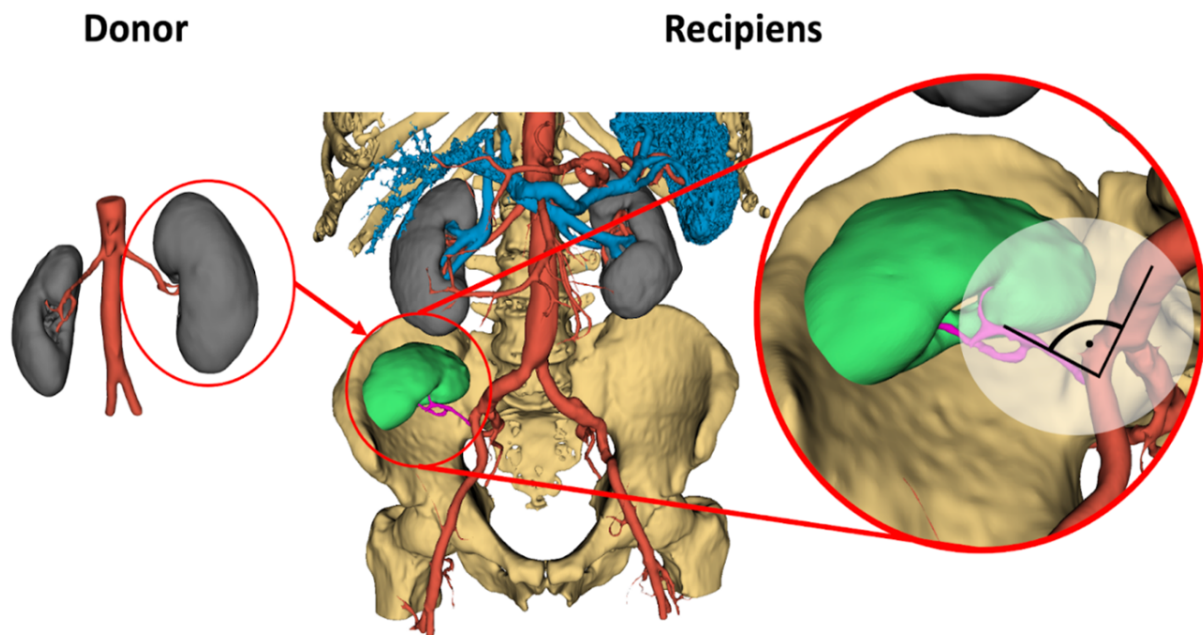


3.3. ábra. Az elkészült 3D modell posterior nézetben , piros-artéria, kék-véna, sárga-ureter

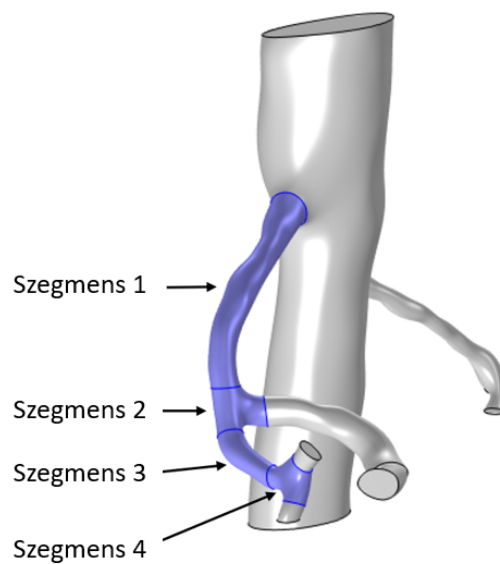
különböző szögekben történő pozícionálását. A sebészeti anasztomózis szimulációjához az artéria forgatását -30° és 30° közötti intervallumokban hajtottuk végre, a donor modellen alapuló kiindulási konfiguráció alapján. Az eltérő szögek célja a posztoperatív hemodinamika változásainak feltérképezése volt.

3.1.3. 3D modellek peremfelületeinek előkészítése

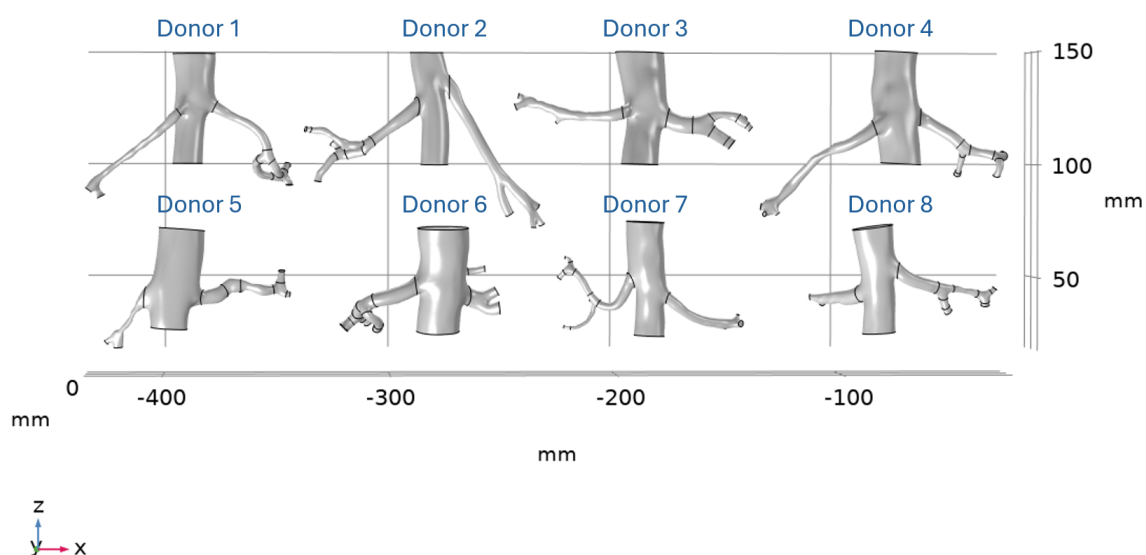
A szegmentált anatómiai modelleket az Autodesk Fusion 360 szoftverrel finomítottuk, hogy a régiókat tisztán definiáljuk, és a szimulációk geometriai integritását megőrizzük. Az érstruktúrát négy szakaszra osztottuk, beleértve a bifurkációs pontokat és a távolabbi artériákat (lásd 3.5 ábra). Az így előkészített modelleket használjuk a későbbiekben a transzplantáció utáni környezet szimulálására. 8 donor felvételével dolgoztunk, amelyeket a 3.6 ábra szemléltet, emellett a 3.7 ábra demonstrálja a lehetséges beültetés szögeit az első donor model esetére.



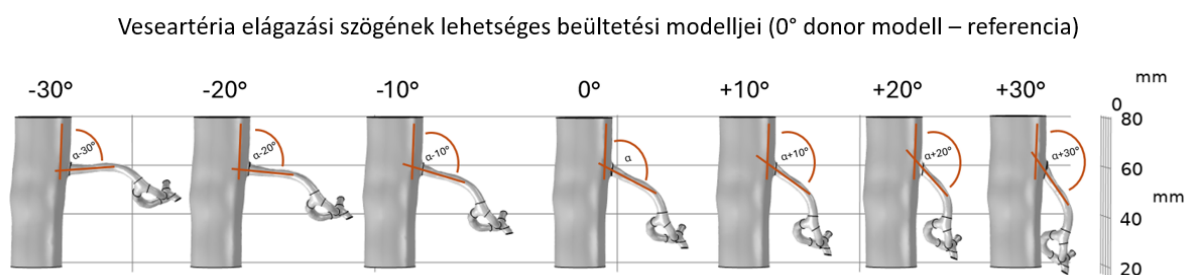
3.4. ábra. Donor és recipiens modellek, amelyek példaként a vesék 90°-os virtuális pozicionálását szemléltetik



3.5. ábra. Négy különböző szegmens ábrázolása a veseartéria egyes szakaszainak megkülönböztetéséhez és összehasonlító elemzéséhez



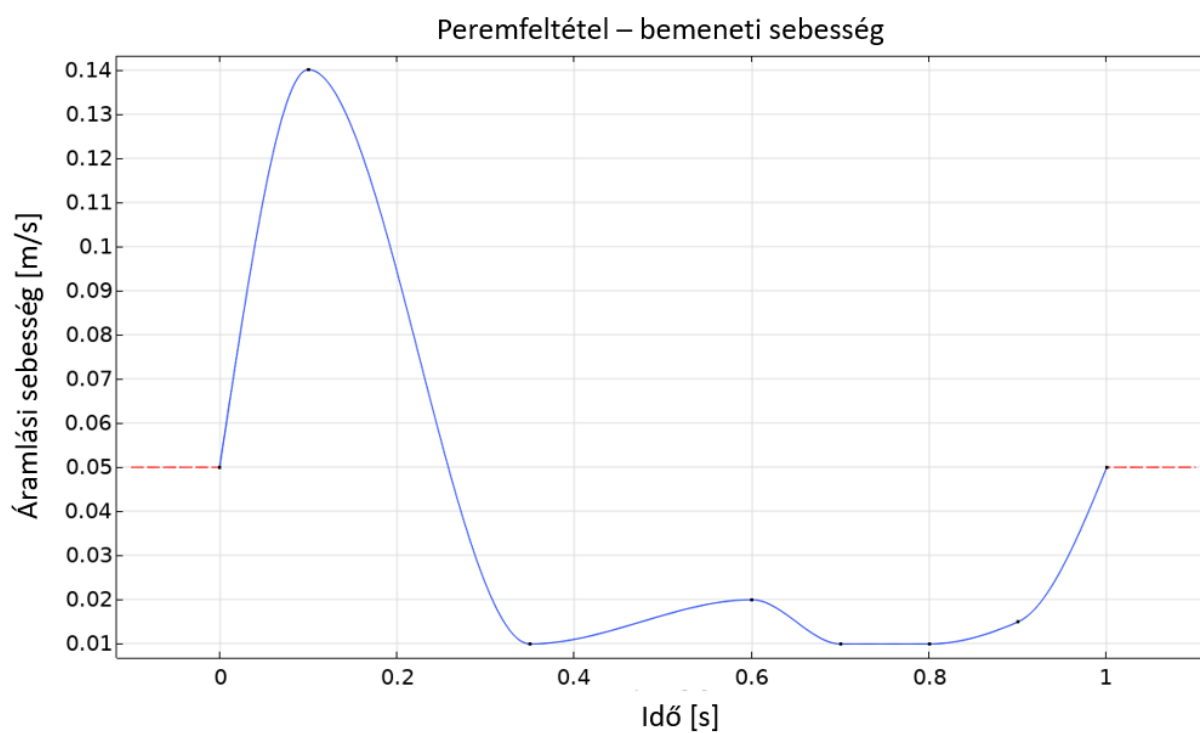
3.6. ábra. Models of eight distinct donor arteries used during the simulations



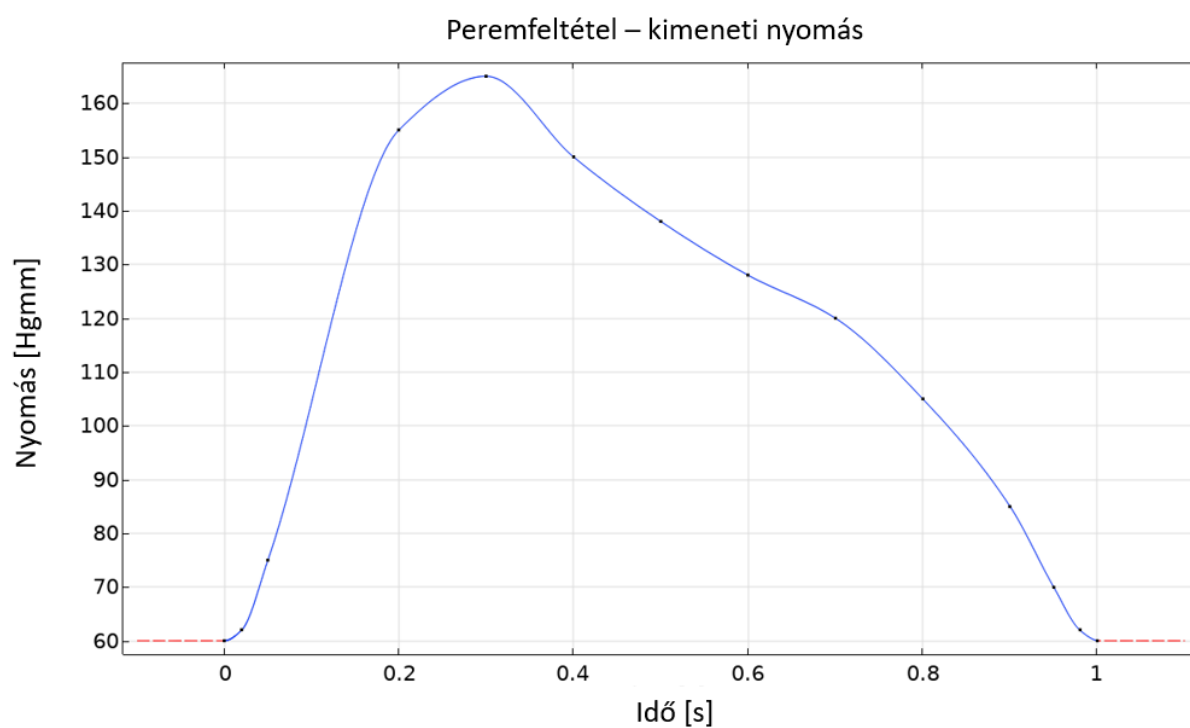
3.7. ábra. A kép az 1-es donor modell alapján különböző szögekben létrehozott veseartéria elágazási modelleket mutatja. A megjelenített szögek — 0° , -10° , -20° , -30° , 10° , 20° and 30° — a veseartéria elágazásának különböző irányait reprezentálják. Minden szög a donor modell eredeti elágazási szögéhez képest történt módosítást jelzi, ahol a pozitív értékek az elágazási szög csökkenését, míg a negatív értékek annak növekedését jelentik.

3.2. CFD szimuláció konfigurációja: anyag, fizika, végelem háló és vizsgálat típus

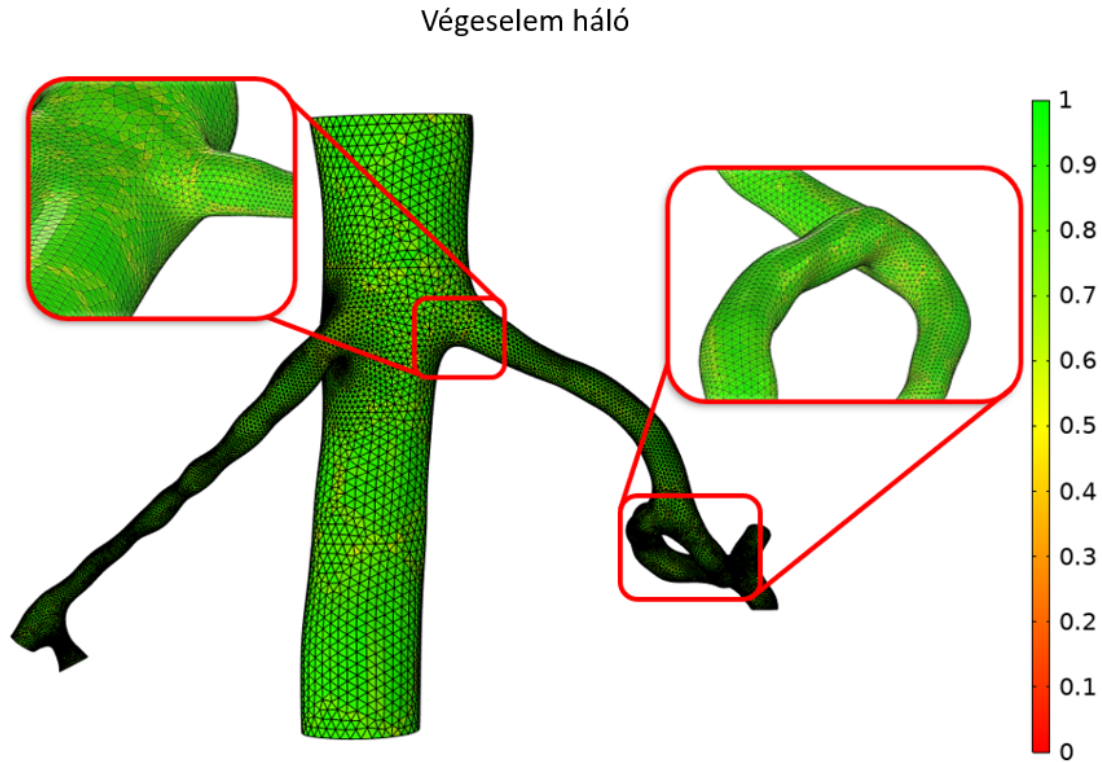
A vért nem-Newtoni folyadékként modelleztük, hogy figyelembe vegyünk a magas és alacsony nyírási tartományok közötti eltéréseket [16]. A dinamikai viszkozitást $3,5 \times 10^{-3} Pa \cdot s$ -nek vettük, és a viszkozitást a nyírósebesség függvényében változtattuk, hogy pontosan modellezzük a vér áramlási viselkedését különböző sebességtartományokban. A vér sűrűségét 1060 kg/m^3 -nek állítottuk be. Az artériás szegmensekben lamináris áramlást feltételeztünk, mivel ez összhangban van a fiziológiai körülményekkel, ahol a véráramlás általában egyenletes és stabil. Az áramlás dinamikus természetének modellezésére pulzatilis áramlási feltételeket alkalmaztunk, amit az aorta beömlő keresztmetszeténél időfüggő sebességprofillal definiáltunk (3.8 ábra). A véráramlás természetes ingadozásait öt szív cikluson keresztül elemeztük. A kimeneti nyomásfeltételeket az artéria disztális szakaszainak fiziológias nyomásingadozásainak szimulálására állítottuk be, amelyek értékei 60 mmHg és 165 mmHg között mozogtak (3.9 ábra). A folyadék sebességét az érfal mentén nullával számoltuk. A szimulációk végelem hálóját a COMSOL Multiphysics szoftver által biztosított automatikus fizika vezérelt beépített hálógenerátorával végeztük. A veseartéria bonyolult hemodinamikai viselkedésének elemzéséhez kellően nagy felbontású végelem hálót kellett kialakítani a fal menti jelenségek pontos modellezéséhez, azonban a számítási hatékonyságot sem szabadott elhanyagolni. A háló minőségét (3.2 ábra) az elemek minőségi mutatóival értékeltük, amelyek konzisztensen 0,1 feletti minimális és 0,69 feletti átlagos minőséget mutattak. Ezek a minőségi mutatók biztosították, hogy a háló megbízhatóan támogassa a pontos szimulációs eredményeket. Az áramlás időbeli változékonyságának pontos rögzítése érdekében időfüggő (tranziens) vizsgálati típust választottunk a szimulációhoz. Ez a megközelítés lehetővé tette az áramlási mintázatok részletes elemzését több szívverési ciklus alatt, így megvizsgálhattuk a sebesség, nyomás és nyírófeszültség változásait a szisztolé és a diasztolé során. Az időfüggő vizsgálat kritikus volt a véráramlás pulzatilis jellemzőinek rögzítéséhez, amelyek alapvető fontosságúak az érfalakra ható hemodinamikai erők teljes spektrumának megértéséhez. Kezdetben egy stacionárius (állandósult állapotú) vizsgálatot hajtottunk végre a stabil áramlási mező létrehozása érdekében, amely kiindulópontként szolgált az időfüggő szimulációhoz. Az időfüggő szimulációt ezt követően több szívverési cikluson keresztül hajtottuk végre, 0,02 másodperces időlépésekkel, amelyek finom időbeli felbontást biztosítottak a számítási hatékonyság fenntartása mellett.



3.8. ábra. Bemeneti sebesség egy szívciklus során



3.9. ábra. Kimeneti nyomás egy szívciklus során



Végeselem háló minőségének ábrázolása egy donor modell esetében (0 = alacsony minőség, 1 = magas minőség)

3.3. Adatok kinyerése az áramlástanai szimulációkból

A veseartériák numerikus áramlástanai (CFD) szimulációiban vizsgált hemodinamikai paraméterek szisztematikus elemzésére automatizált adatkinyerési módszert implementáltunk, amelynek részleteit a B függelék tartalmazza. Az adatkinyerést a COMSOL Multiphysics platformmal integrált Python szkript valósította meg, amely lehetővé tette a kulcsfontosságú paraméterek – például a nyomás, a sebesség, a falra ható nyírófeszültség (WSS), az időben átlagolt falra ható nyírófeszültség (TAWSS), az oszcillációs nyíróindex (OSI) és a relatív tartózkodási idő (RRT) – hatékony és egységes számítását, valamint ezek strukturált exportálását. Ez az automatizált adatmentés elengedhetetlen volt a több mint 60 szimulációs fájlt tartalmazó nagyméretű adathalmaz hatékony kezeléséhez. A fejlesztett szkript rendszerszerűen dolgozta fel az egyes szimulációs fájlokat, elvégezve a releváns hemodinamikai paraméterek páciensspecifikus számításait, majd az eredményeket strukturált Excel fájlok formájában mentette ki. Az így létrehozott fájlok olyan kritikus metrikákat tartalmaztak, mint a térfogati vagy területi súlyozott átlagok, valamint az időben változó minimális, átlagos és maximális értékek, figyelembe véve a szív ciklus dinamikáját. Az exportált állományokat a vizsgált paraméterek és a szegmens típusok szerint rendszereztük, ezáltal biztosítva az adatok átláthatóságát és nyomon követhetőségét. Az auto-

matizált munkafolyamat jelentős mértékben csökkentette a manuális adatfeldolgozásra fordított időt és erőfeszítéseket. Egyúttal növelte az adatszerkezet következetességét, ami fokozta a feldolgozási folyamat hatékonyságát és megbízhatóságát, biztosítva a kutatás során nyert adatok magas szintű minőségét.

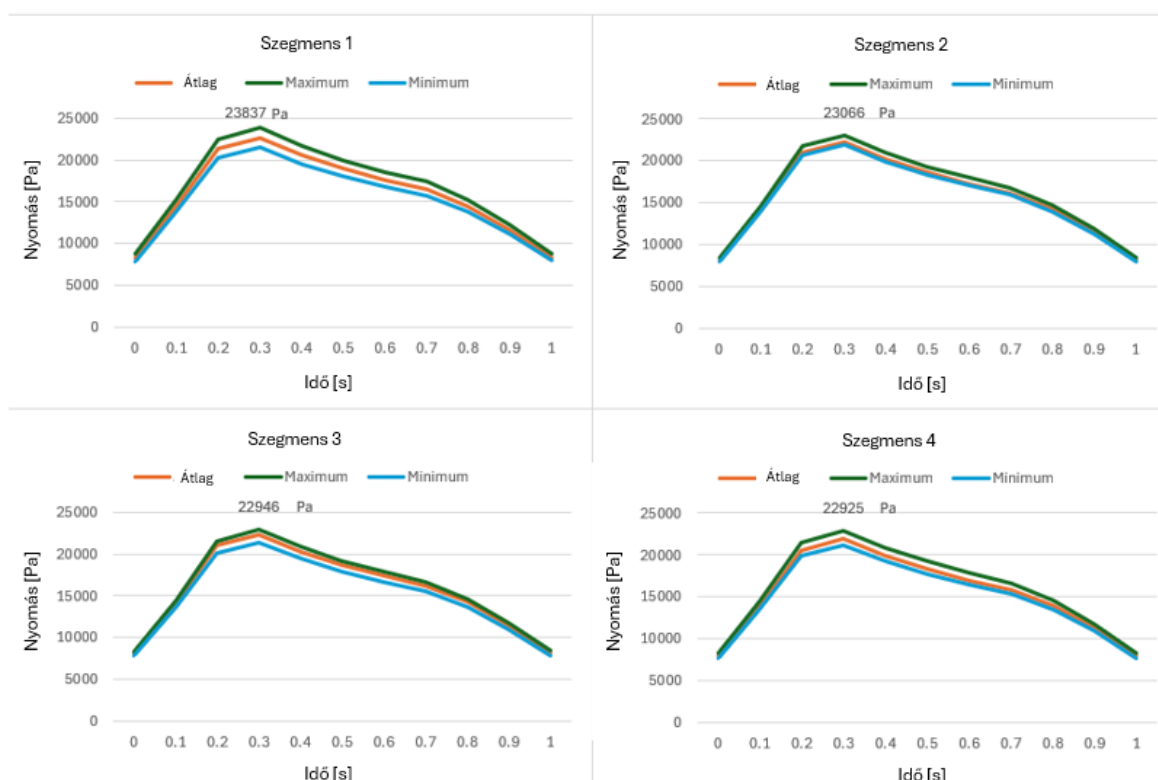
3.3.1. A kulcsfontosságú hemodinamikai paraméterek elemzési és értékelési módszere

A következőkben részletesen bemutatásra kerülnek a szimulációkban vizsgált kulcsfontosságú hemodinamikai paraméterek, ismertetve a számítási módszereiket és a veseartéria különböző elágazási szögeire gyakorolt hatásuk összehasonlító elemzését. Az elemzés során az 1-es donor modellre és annak variációira összpontosítottunk az 1-es szegmensben, hogy bemutassuk, hogyan befolyásolják az elágazási szögek a stabil áramlást, a perfúzió hatékonyságát és az ér egészségét. Ezek az eredmények fontos betekintést nyújtanak a hemodinamikai stabilitás optimális konfigurációjába a veseartéria transzplantációjában.

Nyomás

A donor modell nyomásprofilja, amely az 3.10. ábrán látható, élettanilag optimális gradiensre utal a renális artéria szakaszain, ahol a nyomás fokozatosan csökken 23837 Pa -ról (aorta közeli, 1. szegmens) körülbelül 22925 Pa -ra (distális vég, 4. szegmens). Ez a kontrollált csökkenés elősegíti a hatékony veseperfúziót, arra utalva, hogy a donor artéria elágazási szöge hozzájárul az ellenállás és az áramlás folytonosságának egyensúlyához. Az elágazási szögek variációit vizsgálva (lásd 3.11. ábra) -30° és 30° között, jellegzetes mintázatok figyelhetők meg. Élesebb szögek esetén, mint például -30° , a csúcshatóerő $0,3\text{ s}$ -nél körülbelül 22408 Pa , ami kissé alacsonyabb, mint a donor modellnél, de hasonló fokozatos csökkenést mutat az idő múlásával. Ez a konfiguráció hatékony áramlást biztosít ugyan, de kissé alacsonyabb kezdeti nyomást mutat, ami az aorta közeli megnövekedett ellenállásra utalhat. -10° -nál a csúcshatóerő magasabb, 22957 Pa , ami azt jelzi, hogy a szűkebb szög enyhén megemelheti a felsőbb szakaszok nyomását, ami elősegítheti az áramlás stabilitását az elágazási pont közelében, de növelheti az artériás terhelést. A szélesebb szögek, például 30° , körülbelül 22750 Pa csúcshatóerőt mutatnak, ami közel áll a donor modellhez. Ez a szög azonban konzisztensebb nyomáscsökkenést tart fenn a ciklus során, ami csökkentheti az ellenállást, de a lecsökkent áramlási sebesség kockázatával járhat. Köztes szögek, különösen 0° körül, szorosan illeszkednek a donor profilhoz, jelezve, hogy optimális egyensúlyt érnek el az ellenállás és az áramlás folytonossága között. Ezt tükrözi a 22624 Pa csúcshatóerő és az egyenletes csökkenés. Az eredmények rámutatnak arra, hogy bár a szélsőséges szögek

Térfogat súlyozott nyomás egy szívciklus alatt

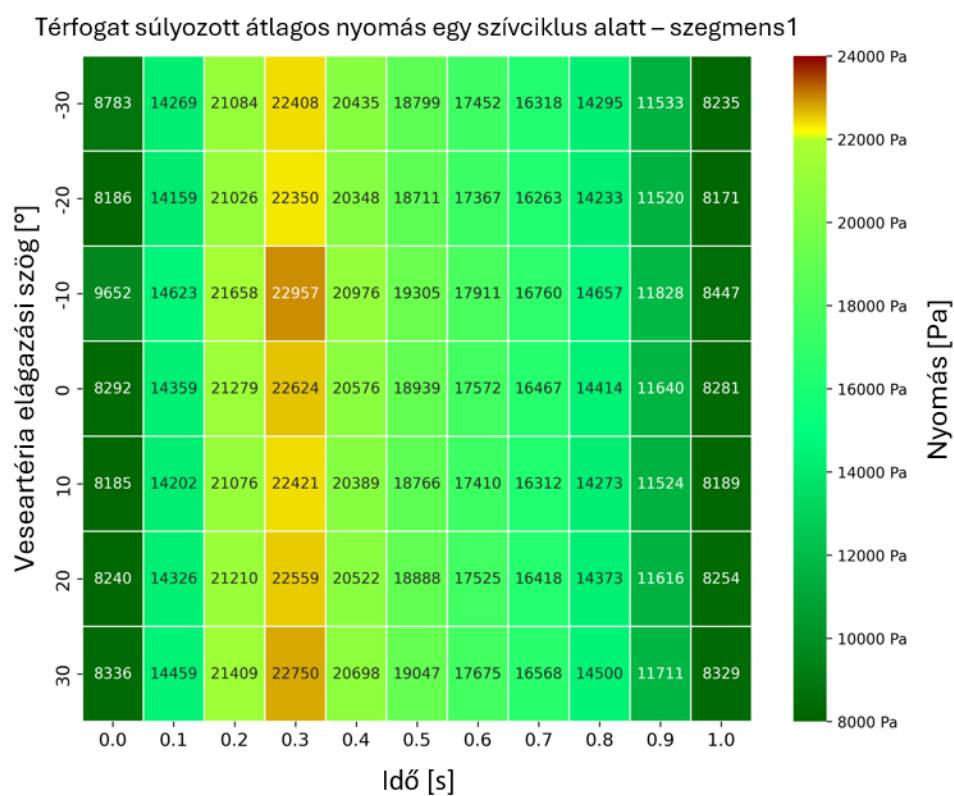


3.10. ábra. Négy szegmens térfogat súlyozott nyomása az 1. donor modellben egy szívciklus alatt

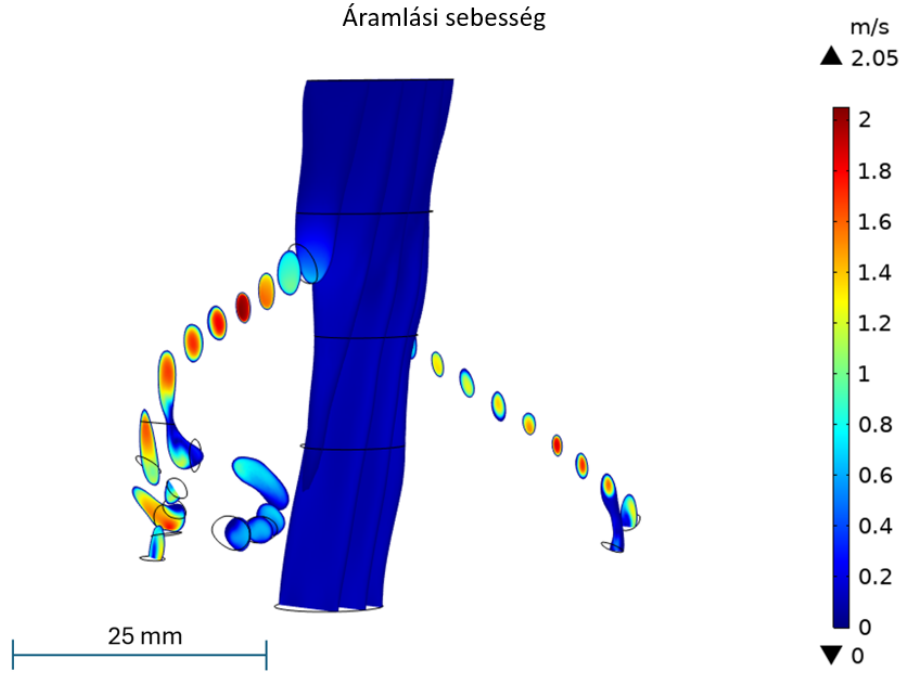
hatással vannak a nyomáseloszlásra az értékek enyhe növelésével vagy csökkentésével, a donor konfigurációhoz közeli szögek biztosítják a legstabilabb gradienst, amely támogatja a hatékony és zavartalan veseperfúziót. Ez kulcsfontosságú transzplantációs helyzetekben, ahol a hemodinamiai stabilitás elengedhetetlen a graft túlélése érdekében. A további elemzésekben kizárólag az 1. szegmens kerül vizsgálatra, mivel ez a proximális régió nyújtja a legközvetlenebb betekintést az elágazási szögek változásainak érrendszeri egészségre gyakorolt hatásába. A többi tartományhoz kapcsolódó ábrák az A függelékben találhatók.

Áramlási sebesség

A donor modell sebességprofilja (3.14, 3.13. ábra) $0,70 \text{ m/s}$ és $1,19 \text{ m/s}$ közötti átlagsebességet, valamint $1,25 \text{ m/s}$ és $2,06 \text{ m/s}$ közötti csúcssebességet mutat a szívciklus során, ami stabil, lamináris áramlást jelez. Az elágazási szögek változásainak hatásai (3.15 és 3.16. ábra) alapján a szög élessége növeli a csúcssebességet, például -30° -nál $2,18 \text{ m/s}$, -20° -nál pedig $2,29 \text{ m/s}$ maximumot érve el. Ezek az éles szögek a szűkebb geometria miatt az áramlást az aorta közelében koncentrálnak, növelve az ellenállást és a nyírófeszültséget, ami károsíthatja az endotéliumot. Az



3.11. ábra. Térfogat súlyozott átlagos nyomás az 1. szegmensben, különböző veseartéria elágazási szögek esetén, az 1-es donor modell alapján. A zöld szín az egészséges tartományt jelöli (8000–22000 Pa), míg a piros a megemelkedett, krónikus szinteket mutatja.



3.12. ábra. Az 1. donor modell sebességének nagysága a szisztolé során (0,3 s)

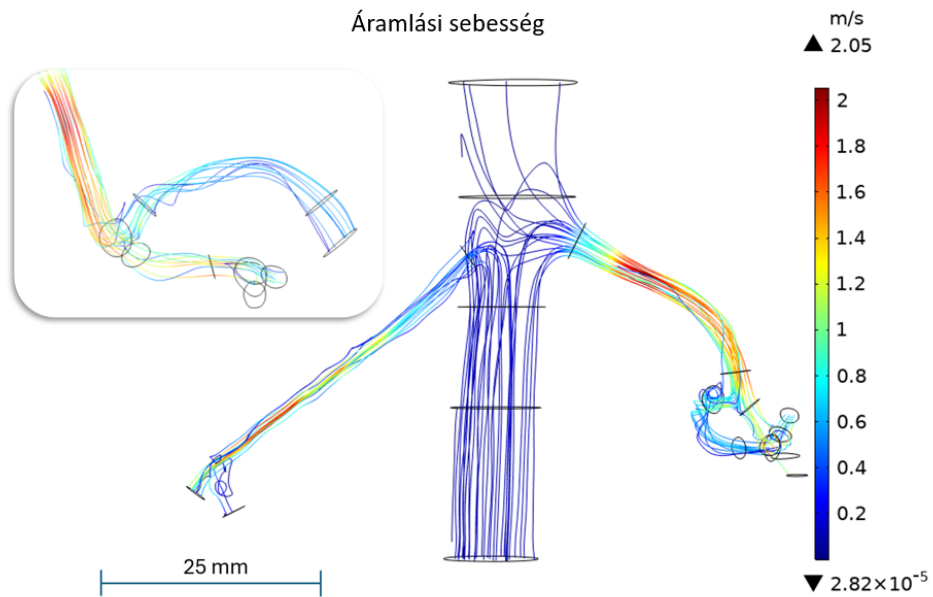
átlagsebesség viszont alacsonyabb (-20° esetén akár $0,26 \text{ m/s}$), ami korlátozott áramlásra utal. A köztes szögek, különösen 0° körül, a donor modellhez hasonló profilt mutatnak, kiegyensúlyozott áramlási mintával. Ezeknél a szögeknél a csúcssebességek $2,21 \text{ m/s}$ (0°) és $2,32 \text{ m/s}$ (10°), míg az átlagsebességek viszonylag magasak, jelezve az optimális perfúziót. A szélesebb szögek (20° , 30°) csökkentik a csúcssebességet ($1,94 \text{ m/s}$ -ig), miközben az átlagsebesség ($0,95 \text{ m/s}$) mérsékelten magas marad, ami a nyírófeszültség korlátozását, de az áramlás hatékonyságának potenciális csökkenését sugallja. Ez az elemzés rámutat, hogy az éles szögek fokozott nyírófeszültséget eredményezhetnek, míg a köztes szögek, különösen 0° körül, optimális egyensúlyt biztosítanak a lamináris áramlás és az érrendszeri stabilitás között.

Fali nyírófeszültség (WSS)

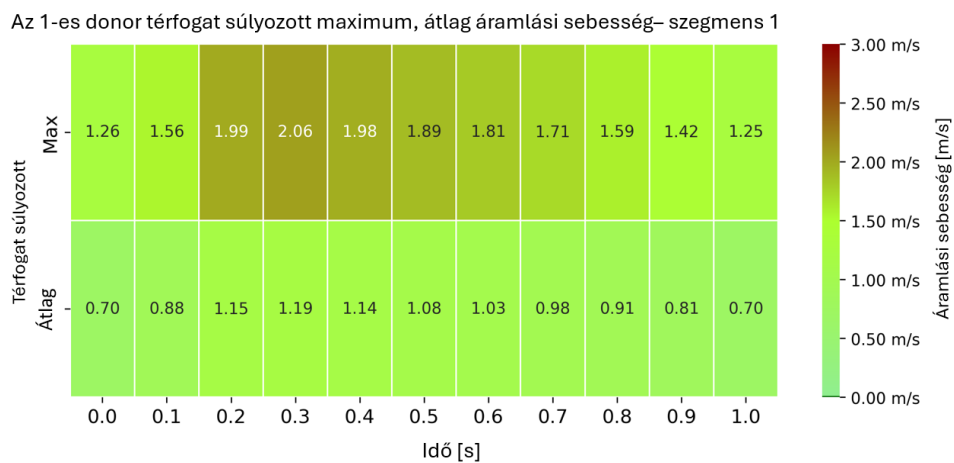
A fali nyírófeszültség (WSS) a véráramlás által az artériák falára kifejtett érintő irányú erőt jelenti, amelyet N/m^2 -ben (Pascal) mérünk. Ez az erő kulcsfontosságú az érrendszeri endothelium mechanikai terhelésének értékelésében, és az alábbi képlettel számítható:

$$WSS = \sqrt{(\tau_x)^2 + (\tau_y)^2 + (\tau_z)^2},$$

ahol τ_x , τ_y és τ_z az x, y és z irányokban ható nyírófeszültség komponensei, amelyek a véráramlás irányított hatásait fejezik ki. Egészséges artériákban a WSS általában 1 és 10 Pa között van; az ettől való eltérések, különösen alacsony vagy oszcilláló WSS esetén, érlemeszesedésre vagy

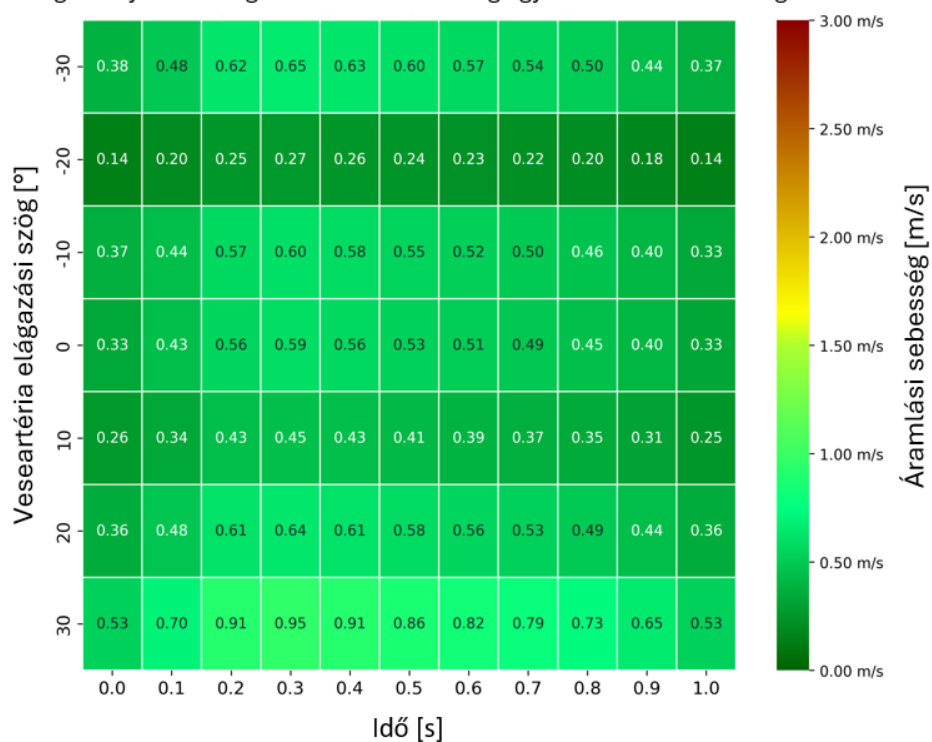


3.13. ábra. Az 1. donor modell sebességi áramvonalai a szisztolé során (0,3 s)



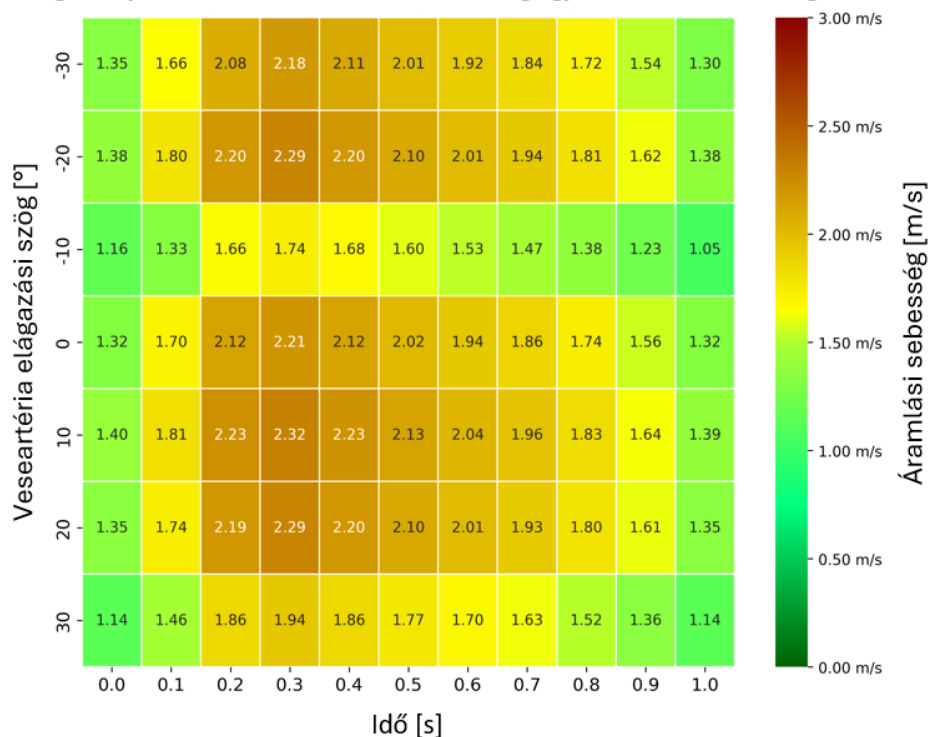
3.14. ábra. Térfogat súlyozott maximális és átlagos áramlási sebesség az 1. szegmensben az 1-es donor modell esetében. A zöld szín az egészséges tartományt jelöli 1,5 m/s, míg a piros a megemelkedett, krónikus szinteket mutatja.

Térfogat súlyozott átlagos áramlási sebesség egy szív ciklus alatt – szegmens 1



3.15. ábra. Térfogat súlyozott átlagos áramlási sebesség az 1. szegmensben, különböző veseartéria elágazási szögek esetén, az 1-es donor modell alapján. A zöld szín az egészséges tartományt jelöli 1,5 m/s, míg a piros a megemelkedett, krónikus szinteket mutatja.

Térfogat súlyozott maximális áramlási sebesség egy szívciklus alatt – szegmens 1



3.16. ábra. Térfogat súlyozott maximális áramlási sebesség az 1. szegmensben, különböző veseartéria elágazási szögek esetén, az 1-es donor modell alapján. A zöld szín az egészséges tartományt jelöli 1,5 m/s, míg a piros a megemelkedett, krónikus szinteket mutatja.

Terület súlyozott TAWSS	Szegmens 1	Szegmens 2	Szegmens 3	Szegmens 4
Maximum	39,38 <i>Pa</i>	38,93 <i>Pa</i>	37,74 <i>Pa</i>	54,14 <i>Pa</i>
Átlag	16,63 <i>Pa</i>	11,97 <i>Pa</i>	17,67 <i>Pa</i>	18,11 <i>Pa</i>
Minimum	0,43 <i>Pa</i>	0,14 <i>Pa</i>	7,20 <i>Pa</i>	0,20 <i>Pa</i>

3.1. táblázat. Terület súlyozott maximális, átlagos és minimális időben átlagolt fal nyírófeszültség (TAWSS) a négy szegmensben az 1. donor modell esetében.

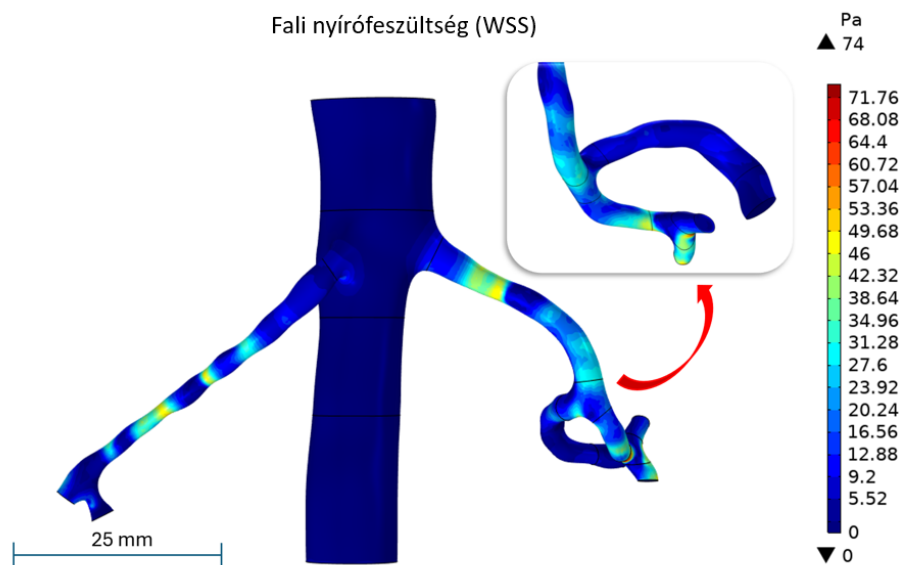
endotélkárosodásra utalhatnak. Az artériás elágazásoknál a WSS gyakran ingadozik a zavart áramlás miatt, ami plakkok kialakulását elősegítheti. Az időbeli hatás értékelésére az idő-átlagolt fal nyírófeszültséget (TAWSS) használjuk, amely a szív ciklus során tapasztalt nyíróerők tér-időbeli integrálját adja meg:

$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T |WSS(s, t)| dt,$$

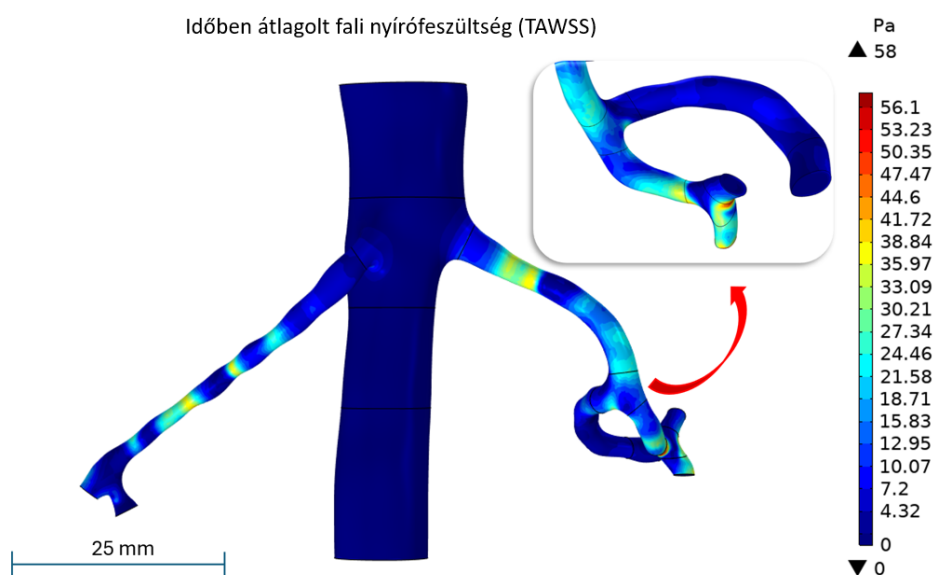
ahol T a szív ciklus időtartama, s a térbeli helyzet, t pedig az idő. Magas TAWSS értékek káros turbulens áramlást jelezhetnek, míg tartósan alacsony értékek stagnációs zónák jelenlétére utalhatnak, amelyek hajlamosak az érlemezésedésre. A donor modell első szegmensében (3.17, 3.19 ábra) az átlagos WSS 10,7 *Pa* és 20,9 *Pa* között, a maximális értékek pedig 25,1 *Pa* és 50,6 *Pa* között alakulnak, stabil, fiziológiailag kedvező áramlási körülményeket jelezve. A TAWSS (3.18 ábra, 3.1 táblázat) hasonlóan kiegyensúlyozott, 16,63 *Pa* átlagos és 39,38 *Pa* maximális értékkel, ami mérsékelt, egyenletes nyírófeszültséget mutat. Az elágazási szögek jelentősen befolyásolják a WSS (3.20, 3.21 ábra) és a TAWSS (3.22 ábra) értékeket. Az éles szögek (-30° , -20°) magas csúcserőket (103,3 *Pa* és 93,72 *Pa* maximális WSS) és fokozott mechanikai terhelést eredményeznek, ami az endotélium károsodásának kockázatát növeli. Ezzel szemben a köztési szögek, különösen -10° , a legkiegyensúlyozottabb profilt nyújtják (55,3 *Pa* maximális WSS, 10,35 *Pa* átlagos TAWSS), stabil áramlási körülményeket biztosítva. A 0° szög szintén kedvező, de enyhén magasabb csúcserővel. A szélesebb szögek (20° , 30°) elosztottabb nyíróerőt eredményeznek, de csökkenthetik az áramlási hatékonyságot. Az eredmények alapján a -10° és 0° közötti szögek biztosítják a legjobb egyensúlyt a WSS és TAWSS között, minimalizálva a koncentrált terhelést és támogatva a stabil hemodinamikai körülményeket.

Oscillációs nyíró index (OSI)

Az oszcillációs nyíróindex (OSI) egy dimenzió nélküli szám, amely a WSS irányának változását kvantifikálja a szív ciklus során, jelezve az áramlás oszcillációját az egyirányú stabil áramlás

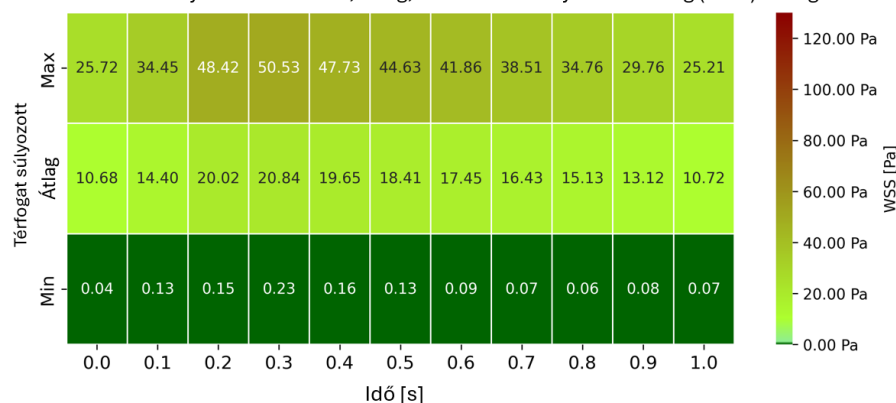


3.17. ábra. Fali nyírófeszültség (WSS) az 1. donor modellben szisztolé során (0,3 s)



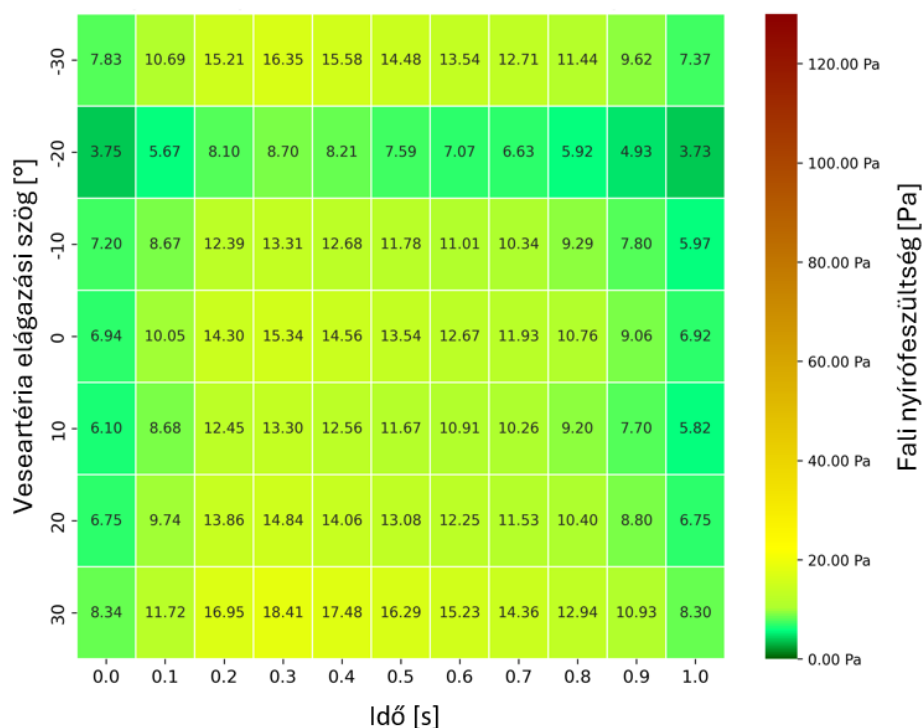
3.18. ábra. Az 1. donor modell időben átlagolt fali nyírófeszültsége (WSS)

Az 1-es donor terület súlyozott maximum, átlag, minimum fali nyírófeszültség (WSS) – szegmens 1



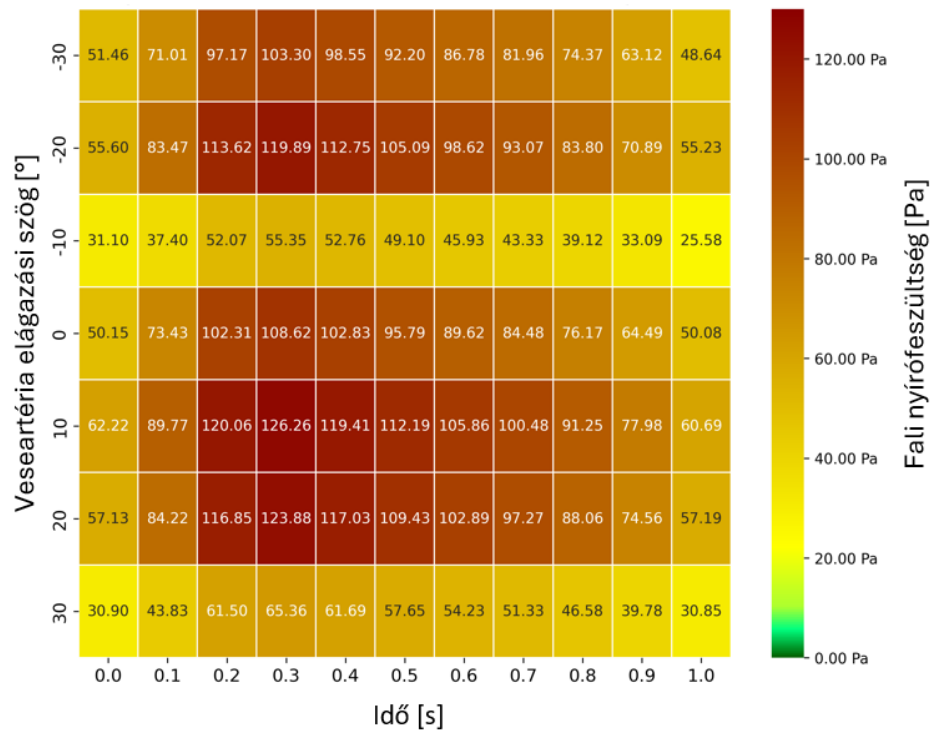
3.19. ábra. Terület súlyozott maximális, átlagos és minimális fali nyírófeszültség (WSS) a 1. szegmensben az 1-es donor modell esetében.

Terület súlyozott átlagos fali nyírófeszültség egy szív ciklus alatt – szegmens 1



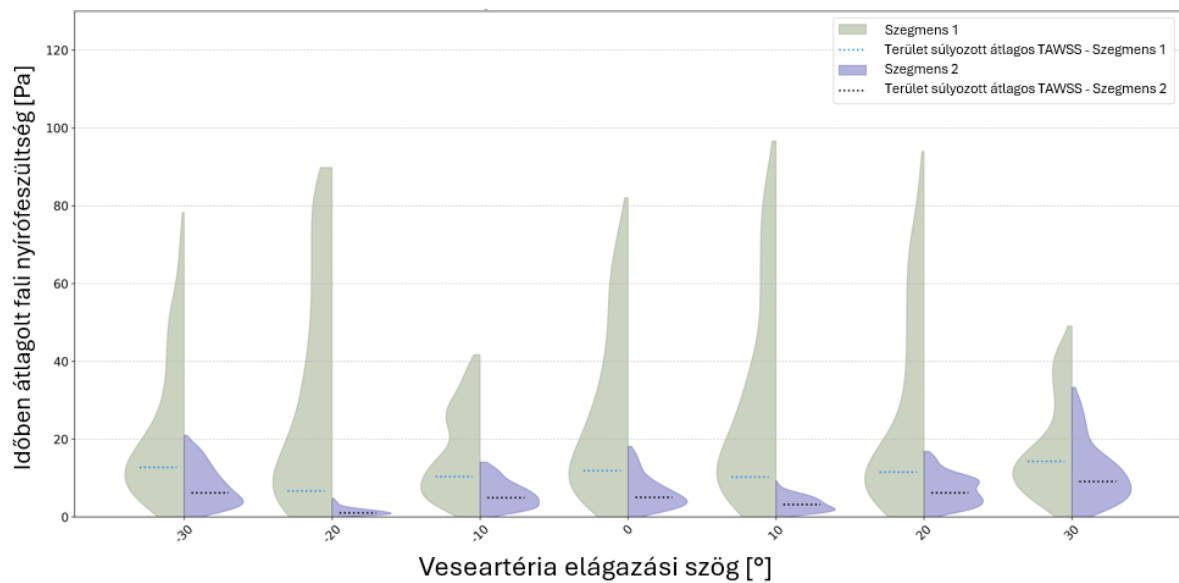
3.20. ábra. Terület súlyozott átlagos fali nyírófeszültség (WSS) az 4. szegmensben, különböző veseartéria elágazási szögek esetén, az 1-es donor modell alapján. A zöld szín az egészséges tartományt jelöli <7 Pa, míg a piros a megemelkedett, krónikus szinteket mutatja.

Terület súlyozott maximális fali nyírófeszültség egy szívciklus alatt – szegmens 1



3.21. ábra. Terület súlyozott maximális fali nyírófeszültség (WSS) az 1. szegmensben, különböző veseartéria elágazási szögek esetén, az 1-es donor modell alapján. A zöld szín az egészséges tartományt jelöli <7 Pa, míg a piros a megemelkedett, krónikus szinteket mutatja.

Az 1-es donor időben átlagolt fali nyírófeszültsége (TAWSS) – szegmens 1 és 2



3.22. ábra. Terület súlyozott időben átlagolt fali nyírófeszültség (TAWSS) az 1. és 2. szegmensben, különböző veseartéria elágazási szögek esetén, az 1-es donor modell alapján.

helyett. Számítási módja:

$$OSI = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{|\int_0^T WSS(s, t) dt|}{\int_0^T |WSS(s, t)| dt} \right)$$

Az OSI fontos tényező az áramlás stabilitásának értékelésében, mivel a magas oszcillációs nyírófeszültség zavart áramlási régiókra utalhat, amelyek hozzájárulhatnak plakkok kialakulásához és endotél diszfunkcióhoz. Az OSI értékei 0 és 1 között mozognak, ahol a 0-hoz közeli értékek stabil, egyirányú áramlást, míg az 1-hez közeli értékek erősen oszcilláló, turbulens áramlást jeleznek.

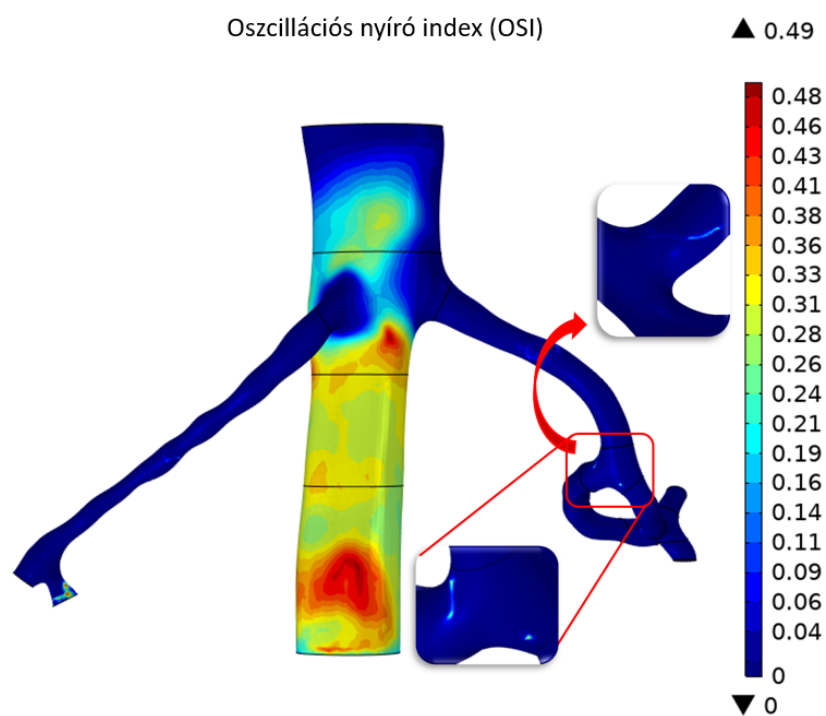
A donor modellben (3.23 ábra, 3.2 táblázat) az OSI értékei alacsonyak: az átlag $1,68 \times 10^{-3}$, a maximum 0,447, a minimum pedig $2,27 \times 10^{-6}$, ami stabil, egyirányú áramlást jelez, minimális oszcillációs terheléssel az ér falán. Az elágazási szögek (3.24 ábra) közül a -10° és 0° konfigurációk OSI profiljai a legközelebb állnak a donor modellhez. A -10° szög átlagos OSI értéke $2,2 \times 10^{-3}$, maximális OSI-e pedig 0,311, ami stabil, alacsony oszcillációjú áramlást jelez, csökkentve az endotél stressz és az érfali átalakulás kockázatát. Hasonlóan, a 0° szög átlagos OSI-e $1,3 \times 10^{-3}$, maximális értéke pedig 0,385, ami még alacsonyabb oszcillációs szintet mutat, tovább közelítve a donor modell stabil hemodinamikájához. Élesebb szögek, mint a -30° és -20° , magasabb OSI értékeket produkálnak, ami zavart áramlást jelez. A -30° szög átlagos OSI-e $3,5 \times 10^{-3}$, maximális értéke 0,435, míg a -20° szög átlagos OSI-e $5,4 \times 10^{-3}$ és maximális OSI-e 0,453, ami a legmagasabb az összes konfiguráció közül. Ezek a magas oszcillációs értékek instabil, irányilag változó áramlást sugallnak, növelve a vascularis stressz és az atherosclerosis kockázatát. A szélesebb szögek, például a 20° és 30° , közepes OSI értékeket mutatnak. A 20° szög átlagos OSI-e $3,7 \times 10^{-3}$, maximális értéke pedig 0,438, ami mérsékelt oszcillációt és instabilitást jelez az elágazás közelében. A 30° szög átlagos OSI-e $2,3 \times 10^{-3}$, maximális értéke pedig 0,425, ami csökkenti az éles szögeknél megfigyelt oszcillációs csúcsokat, de továbbra is befolyásolhatja az áramlás stabilitását. Összefoglalva, a -10° szög biztosítja a legstabilabb OSI profilt, minimalizálva az oszcillációs áramlást és támogatva az endotélium egészségét. A 0° szög szintén kedvező, enyhén alacsonyabb oszcillációs értékekkel. Az éles szögek (-30° és -20°) magas oszcillációs terhelést okoznak, míg a szélesebb szögek mérsékeltebb instabilitást mutatnak, de nem érik el a köztes szögek által nyújtott optimális stabilitást.

Relatív tartózkodási idő (RRT)

A relatív tartózkodási idő (RRT) a véráramlásban részt vevő részecskék egy adott területen eltöltött idejét méri, és fontos az áramlási dinamika megértéséhez. Az RRT képlete:

$$RRT = \frac{1}{(1 - 2 \cdot OSI) \cdot TAWSS}$$

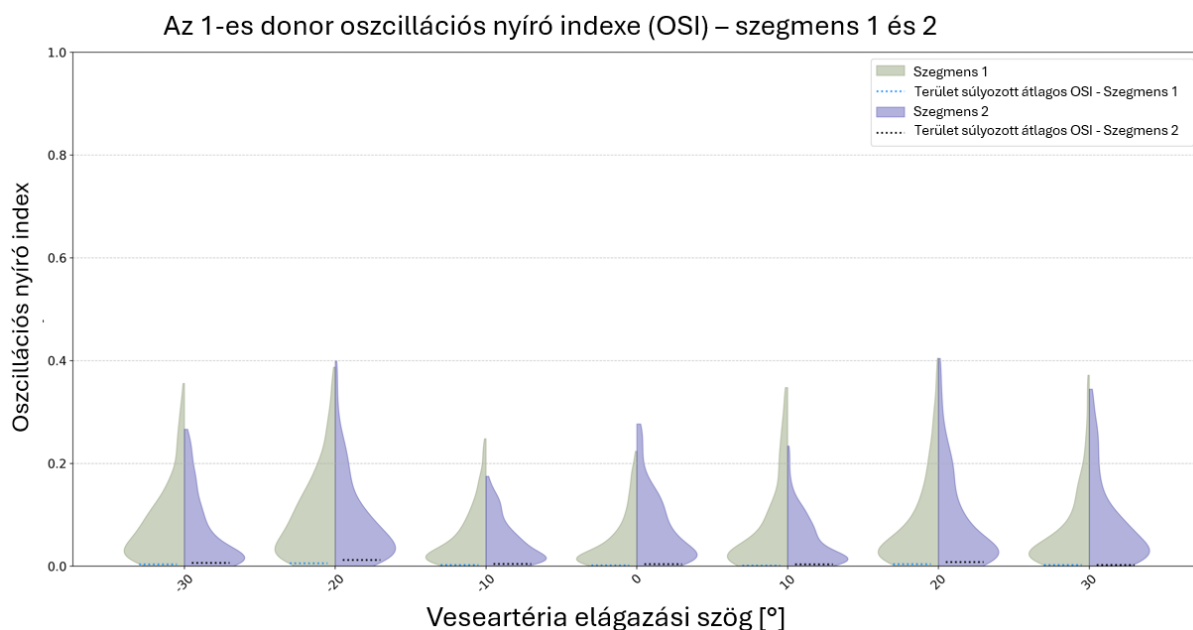
Magas RRT-értékek hosszan tartó, alacsony nyírófeszültségű zónákat jeleznek, amelyek jellemzőek az artériák kanyarulatai vagy elágazásai közelében. Az RRT előre jelezheti az érrendszeri



3.23. ábra. A donor modell oszcillációs nyírási indexe (OSI) a szisztolé során (0,3 s)

Terület súlyozott OSI	Szegmens 1	Szegmens 2	Szegmens 3	Szegmens 4
Maximum	0,447	0,405	$4,05 \times 10^{-3}$	0,272
Átlag	$1,68 \times 10^{-3}$	$2,80 \times 10^{-3}$	$1,45 \times 10^{-4}$	$1,78 \times 10^{-3}$
Minimum	$2,27 \times 10^{-6}$	$7,81 \times 10^{-7}$	$5,67 \times 10^{-7}$	$2,67 \times 10^{-7}$

3.2. táblázat. Terület súlyozott maximális, átlagos és minimális oszcillációs nyírási index (OSI) a négy szegmensben az 1. donor modell esetében

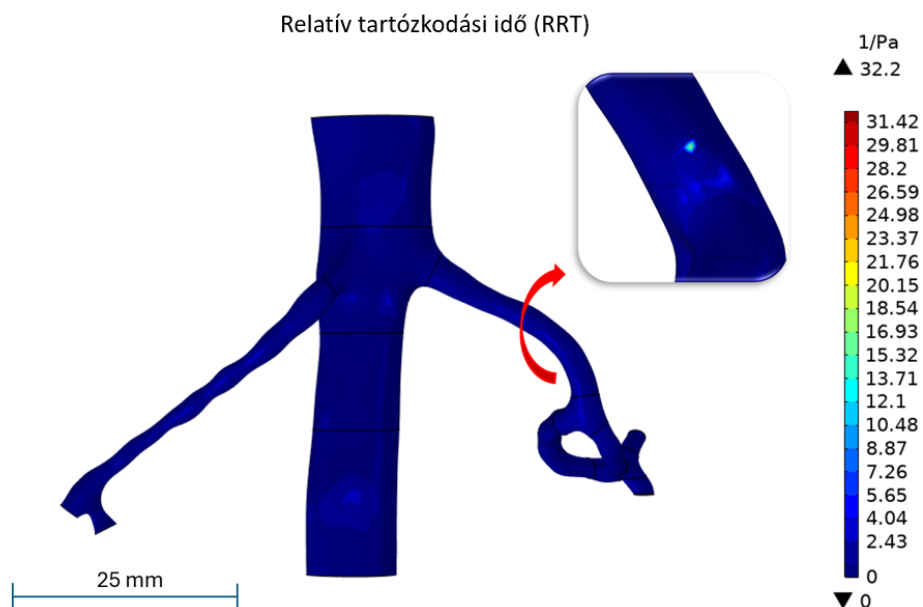


3.24. ábra. Terület súlyozott oszcillációs nyíró index (OSI) az 1. és 2. szegmensben, különböző veseartéria elágazási szögek esetén, az 1-es donor modell alapján.

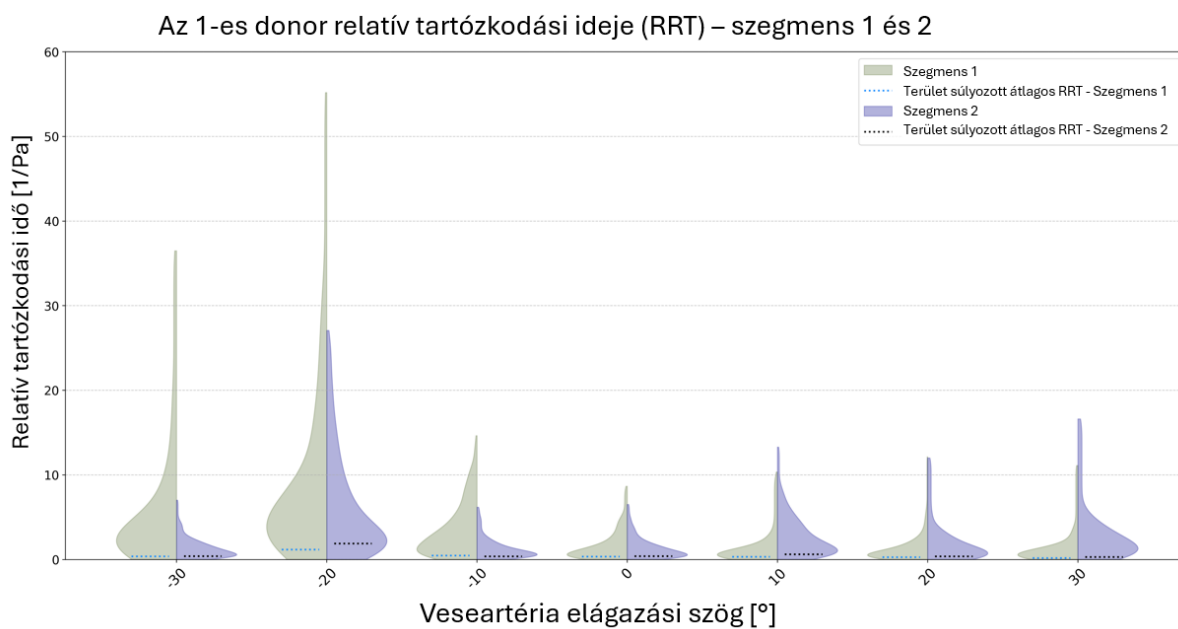
Terület súlyozott RRT	Szegmens 1	Szegmens 2	Szegmens 3	Szegmens 4
Maximum	17,46 $1/Pa$	15,34 $1/Pa$	0,140 $1/Pa$	6,33 $1/Pa$
Átlag	0,091 $1/Pa$	0,195 $1/Pa$	0,065 $1/Pa$	0,170 $1/Pa$
Minimum	0,025 $1/Pa$	0,025 $1/Pa$	0,026 $1/Pa$	0,018 $1/Pa$

3.3. táblázat. Terület súlyozott maximális, átlagos és minimális relatív tartózkodási idő (RRT) a négy szegmensben az 1. donor modell esetében

betegségeket, például az érlemezésedést, mivel a hosszan tartó vérkomponens-interakciók növelhetik a trombózis kockázatát. A donor modellben (3.25 ábra, 3.3 táblázat) az RRT értékek normál tartományban vannak (0,091 $1/Pa$ átlag, 17,46 $1/Pa$ maximum), ami hatékony áramlást és alacsony stagnációt jelez, ideális az érfunkciók támogatására. Az éles szögek (3.26 ábra) (-30° , -20°) magasabb RRT-értékeket mutatnak, például a -30° szög 0,3651 $1/Pa$ átlaggal és 80,69 $1/Pa$ maximum értékkel, ami nagyobb stagnációra és zavart áramlásra utal. A köztes szögek (-10° , 0° , 10°) kedvezőbb profilt mutatnak. A 0° szög például 0,326 $1/Pa$ átlagos és 31,43 $1/Pa$ maximális RRT-értékeket eredményez, hatékony áramlási mintázattal. A szélesebb szögek (20° , 30°) alacsonyabb RRT-értékeket mutatnak, jelezve az áramlási hatékonyságot, bár az áramlás elosztottabbá válhat. A 10° és 20° szögek nyújtják a legkedvezőbb RRT-profilt, minimális stagnációval és hatékony, stabil áramlási mintázattal, a donor modellhez hasonlóan.



3.25. ábra. A donor modell relatív tartózkodási ideje (RRT) a szisztolé során (0,3 s)



3.26. ábra. Terület súlyozott relatív tartózkodási idő (RRT) az 1. és 2. szegmensben, különböző veseartéria elágazási szögek esetén, az 1-es donor modell alapján.

3.4. Áramlástani szimulációk eredményeinek statisztikai kiértékelése

A donor modellhez hasonló hemodinamikai jellemzőket legjobban megőrző veseartéria elágazási szögének meghatározásához többlépcsős statisztikai kiértékelést végeztünk. Ez a folyamat magában foglalta a donor modelltől való eltérések kiszámítását és normalizálását, valamint az elágazási szögek közötti statisztikai összehasonlításokat.

1. 1. lépés: Eltérések számítása a donor modelltől

Minden donor és elágazási szög esetében kiszámításra került az eltérés a donor modell paraméterértékeitől. Ez lehetővé tette annak mérését, hogy az egyes transzplantáció utáni állapotok mennyiben térnek el a donor modelltől a hat paraméter mentén:

$$Elteres = Parameter_{Transzplantaltmodell} - Parameter_{Donormodell}$$

2. 2. lépés: Az eltérések normalizálása a paraméterek között

Az eltérő skálájú és mértékegységű paraméterek közötti összehasonlíthatóság érdekében minden eltérés normalizálásra került. Ez a normalizáció az eltéréseket 0 és 1 közötti közös skálára transzformálta az egyes modellek esetében, lehetővé téve az összes paraméter konzisztens összehasonlítását.

3. 3. lépés: Összesített pontszámok számítása az egyes szögekre

Az egyes pácienshez tartozó elágazási szögekre egy összesített pontszám került kiszámításra a normalizált eltérések átlagos abszolút eltérésének (MAD) felhasználásával a hat paraméter mentén minden egyes szegmensre. Ez az összesített pontszám egyetlen értéket adott szögekként, amely az adott szög donor modelltől való eltérését fejezte ki. Az alacsonyabb MAD-pontszámok szorosabb hasonlóságot jeleztek a donor modellel.

4. 4. lépés: Statisztikai tesztelés a szögek között.

Az elágazási szögek közötti statisztikai szignifikancia értékelésére ANOVA-t alkalmaztunk a MAD értékek szögek közötti összehasonlítására. Az elemzés azt a hipotézist tesztelte, hogy a MAD-pontszámok szignifikánsan eltérnek a szögek között. Amennyiben az ANOVA statisztikailag szignifikáns eredményt adott ($p < 0,05$), a szögpárok közötti specifikus

különbségeket poszt hoc párosított összehasonlításokkal vizsgáltuk Tukey-féle HSD teszt alkalmazásával.

4. fejezet

Eredmények

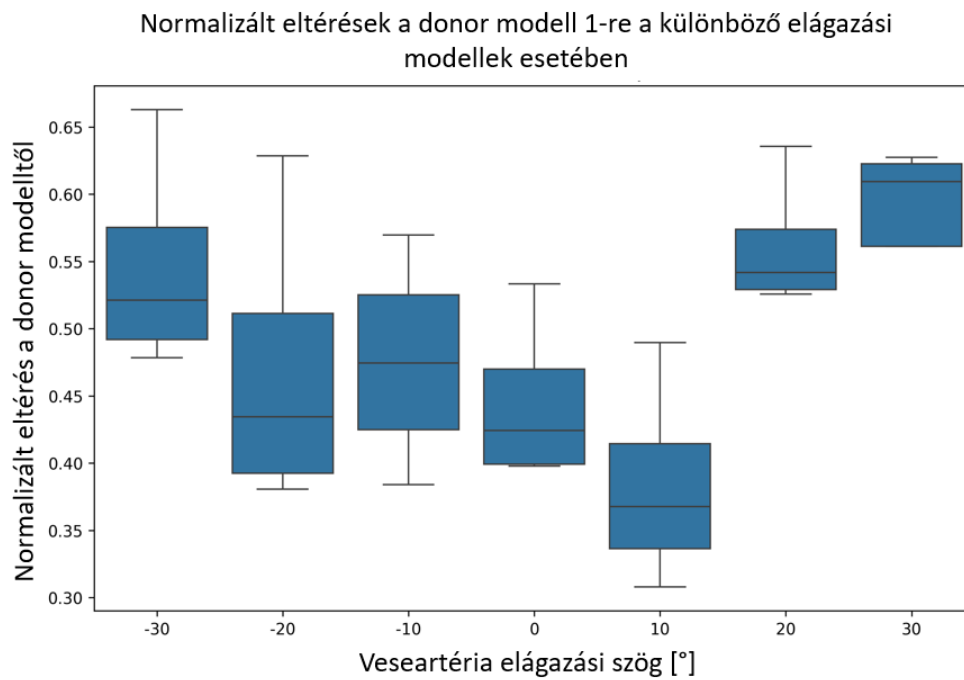
Ez a tanulmány szisztematikusan vizsgálja a vese artéria elágazási szögeinek hatását a normalizált áramlási paraméterekre, összehasonlítva a páciensspecifikus modelleket egy donor modell értékeivel. A statisztikai elemzésekhez ANOVA-t és Tukey HSD poszt hoc tesztet alkalmaztunk annak megállapítására, hogy van-e statisztikailag szignifikáns különbség a hemodinamikai paraméterek és a donor modell értékei között az -30° és 30° közötti szögek esetén. A statisztikai elemzések és vizualizációk célja az volt, hogy azonosítsuk azokat a szögeket, amelyek optimalizálják az áramlási jellemzőket, és a donor modellhez legközelebb álló stabil, fiziológiai körülményeket támogatják.

Donor modell 1

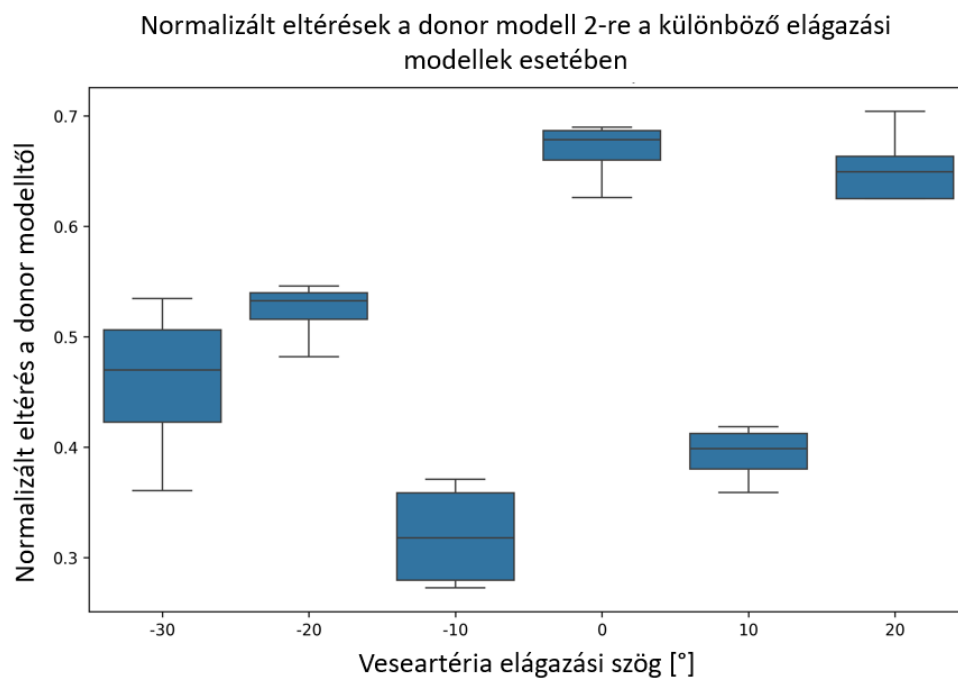
Az 1. modellben az ANOVA elemzés szignifikáns különbségeket mutatott az elágazási szögek között ($F = 2,97$, $p = 0,029$), míg a Tukey HSD teszt szignifikáns eltérést azonosított a 10° és 30° szögek között (átlagos különbség = $0,1911$, $p = 0,042$). Az eloszlás ábrája (4.1 ábra) azt mutatja, hogy a 10° közeli szögek a donor modellhez legközelebb álló hemodinamikai eltéréseket eredményezték, míg a 30° szög jelentős eltéréseket mutatott, ami az áramlási stabilitás potenciális romlására utal. Ez arra utal, hogy bár a 0° körüli szögek jól igazodnak a donor modellhez, a 30° -hoz hasonló szélsőséges szögek növelik az oszcillációs minták és a nyírófeszültség kockázatát.

Donor modell 2

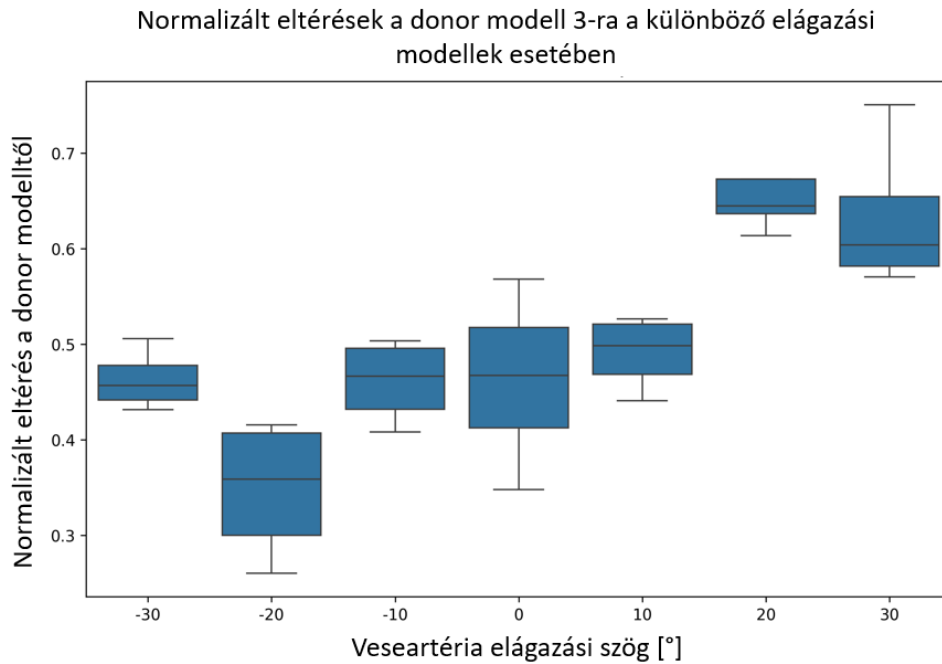
A 2. modell mutatta a legmagasabb szintű statisztikai szignifikanciát az elágazási szögek között ($F = 30,85$, $p < 0,0001$). A Tukey HSD teszt több szignifikáns páronkénti különbséget azonosított, különösen a -10° szög esetében, amely szignifikánsan különbözött a -20° , -30° , 0° és 20° szögektől ($p < 0,01$). A normalizált eltérések (4.2 ábra) alapján a -10° szög mutatta a legkisebb eltérést, kiemelve ezzel az optimális konfigurációt.



4.1. ábra. Normalizált eltérések a 1-es donor modelltől különböző szögek mentén, beleértve a négy szegmens mindegyikére vonatkozó hat paraméter normalizált eltéréseit



4.2. ábra. Normalizált eltérések a 2-es donor modelltől különböző szögek mentén, beleértve a négy szegmens mindegyikére vonatkozó hat paraméter normalizált eltéréseit



4.3. ábra. Normalizált eltérések a 3-as donor modelltől különböző szögek mentén, beleértve a négy szegmens mindegyikére vonatkozó hat paraméter normalizált eltéréseit

Donor modell 3

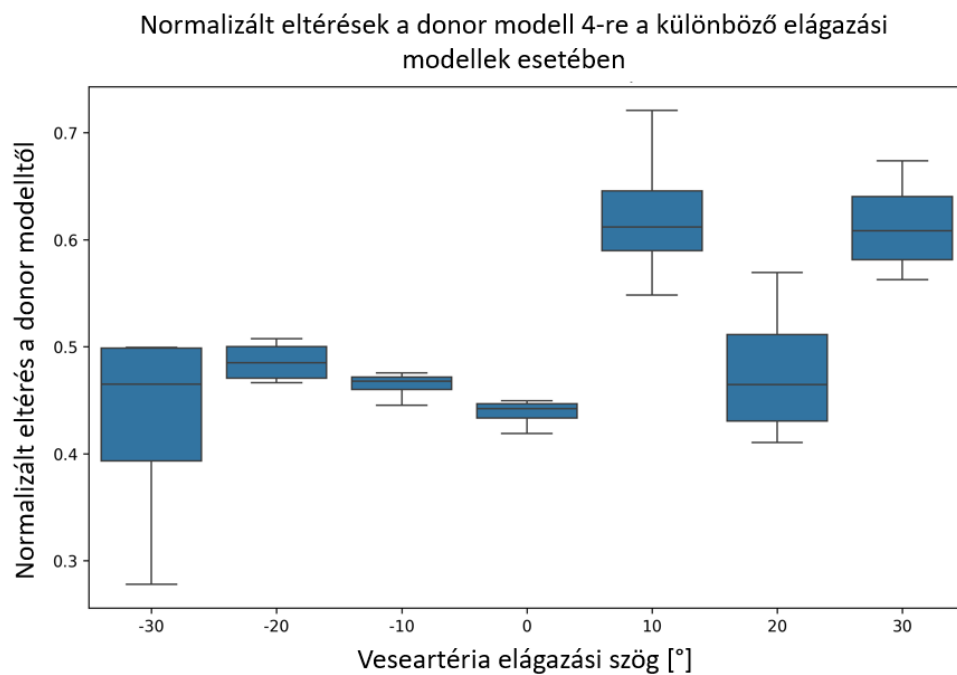
A 3. modellben az ANOVA eredményei ($F = 11,31$, $p < 0,0001$) és a Tukey HSD teszt szignifikáns különbségeket mutattak ki számos szögpár között, például a -20° és 20° szögek között. Az eredmények (4.3 ábra) alapján a -20° szög mutatta a legkisebb eltérést, ami azt sugallja, hogy a modell anatómiai jellemzői a hemodinamikai stabilitás érdekében kissé élesebb szöget igényelnek.

Donor modell 4

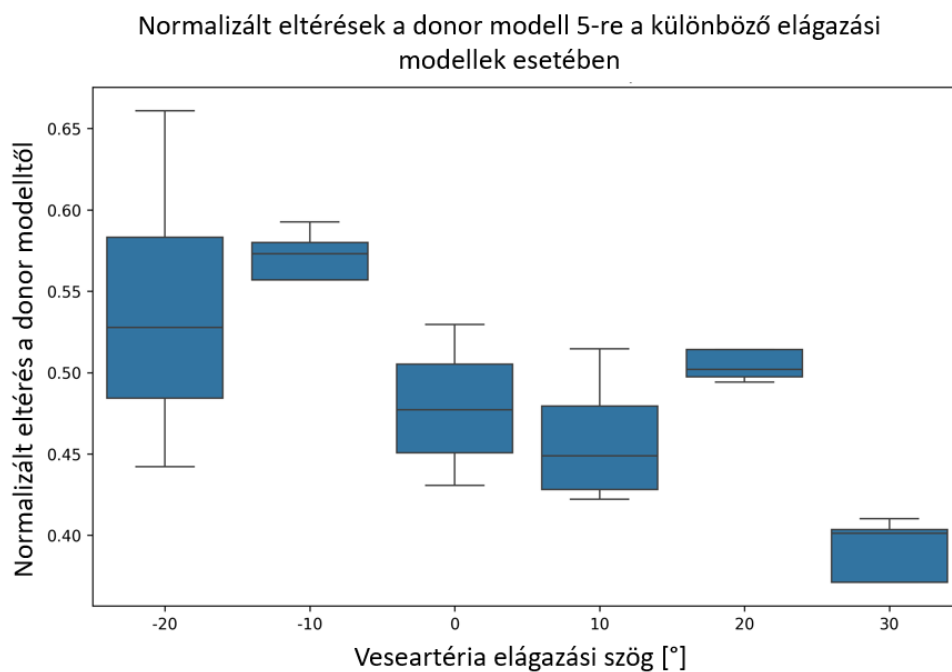
A 4. modell eredményei (4.4 ábra) szerint a 0° szög a legoptimálisabb konfiguráció. Az ANOVA elemzés szignifikáns különbséget mutatott ($F = 7,57$, $p = 0,0002$), míg a Tukey HSD teszt azt jelezte, hogy a 0° szög szignifikánsan különbözik a 10° és 30° szögektől ($p < 0,01$). A 0° szög alacsony eltérést mutatott, ami a donor modell stabil áramlási jellemzőivel való legszorosabb összhangra utal.

Donor Modell 5

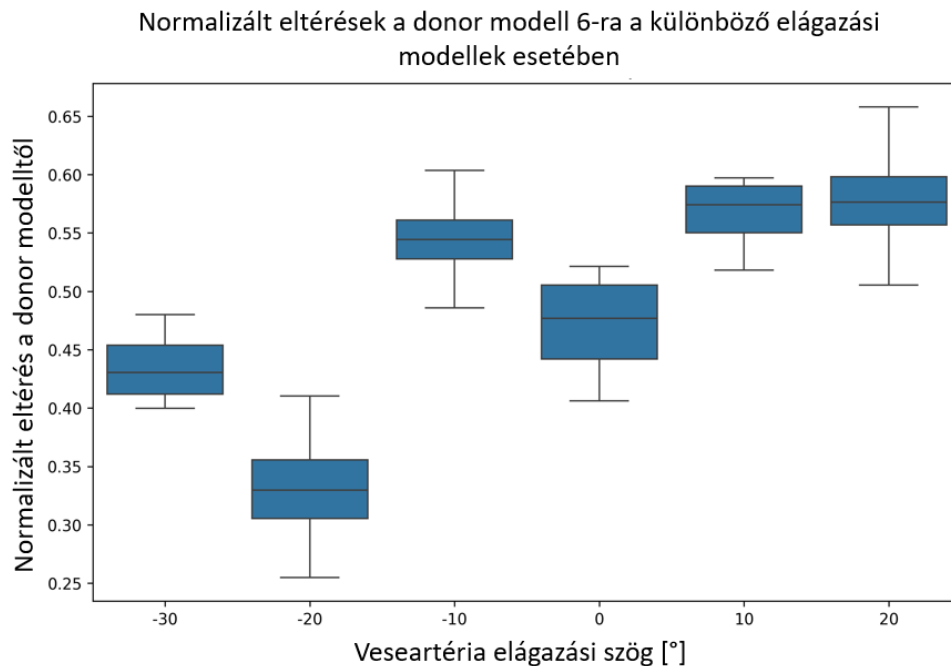
Az 5. modellben az ANOVA elemzés szignifikáns különbségeket mutatott ($F = 6,20$, $p = 0,0017$). A Tukey HSD teszt azt jelezte, hogy a 30° szög szignifikánsan különbözik a -10° és -20° szögektől, a 30° szög jobb igazodást mutatva (4.5 ábra).



4.4. ábra. Normalizált eltérések a 4-es donor modelltől különböző szögek mentén, beleértve a négy szegmens mindegyikére vonatkozó hat paraméter normalizált eltéréseit



4.5. ábra. Normalizált eltérések a 5-ös donor modelltől különböző szögek mentén, beleértve a négy szegmens mindegyikére vonatkozó hat paraméter normalizált eltéréseit



4.6. ábra. Normalizált eltérések a 6-os donor modelltől különböző szögek mentén, beleértve a négy szegmens mindegyikére vonatkozó hat paraméter normalizált eltéréseit

Donor modell 6

A 6. modellben az ANOVA eredményei szintén szignifikánsak voltak ($F = 14,10$, $p < 0,0001$). A -20° szög mutatta a legkisebb eltérést (4.6 ábra), jelezve, hogy ez az optimális konfiguráció.

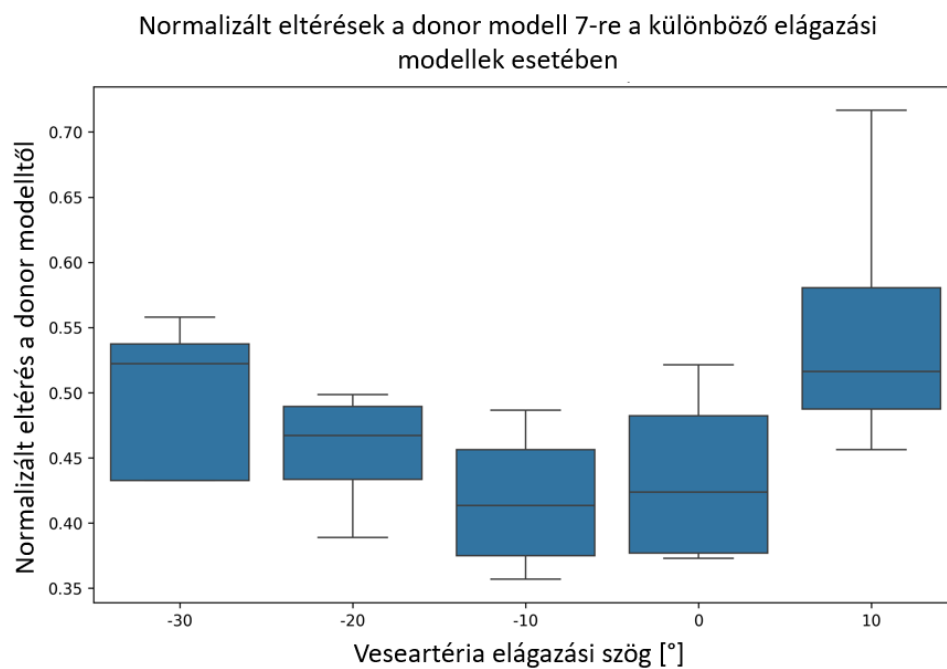
Donor modell 7

A 7. modell esetében az ANOVA nem mutatott szignifikáns különbséget ($F = 1,00$, $p = 0,437$), ami azt sugallja, hogy az elágazási szögnek minimális hatása van a hemodinamikára ebben a modellben (4.7 ábra).

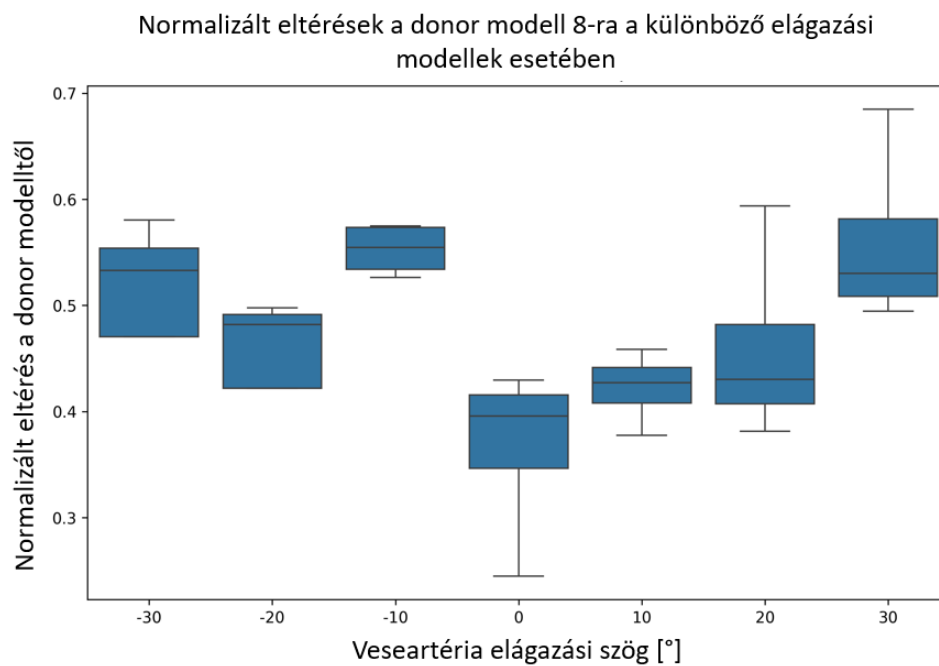
Donor modell 8

A 8. modellben az ANOVA szignifikáns eredményt mutatott ($F = 2,74$, $p = 0,0396$), de a Tukey HSD teszt nem azonosított szignifikáns páronkénti különbségeket. A 0° szög azonban a legkisebb eltérést mutatta (4.8 ábra).

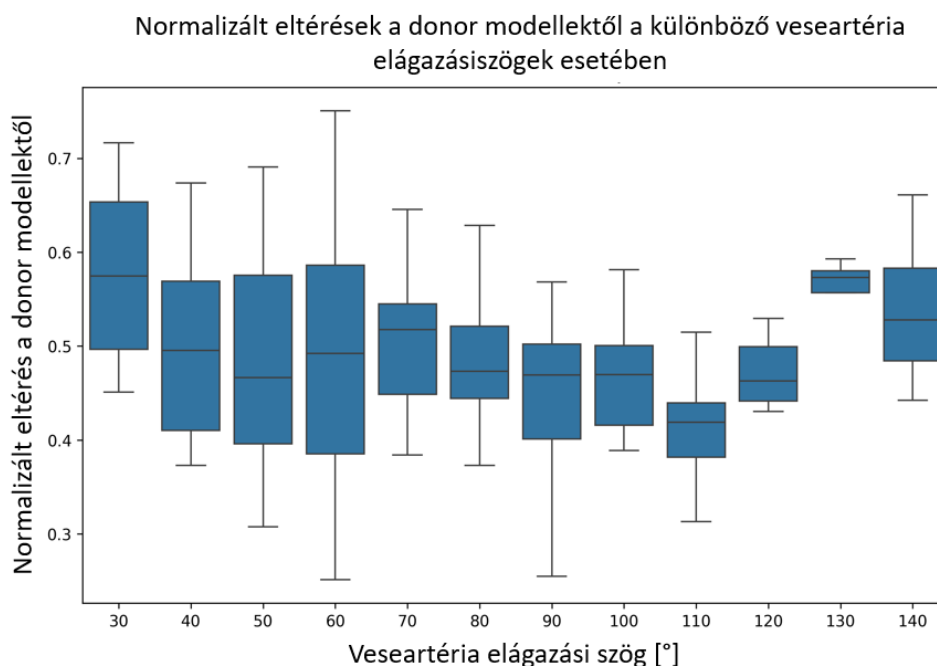
Az eredmények azt mutatták, hogy az optimális elágazási szögek modellenként eltérőek, ami hangsúlyozza a páciensspecifikus konfigurációk szükségességét. A legtöbb modell esetében a -10° és 0° közötti szögek mutatták a legjobb illeszkedést a donor modellhez, minimalizálva az áramlási zavarokat. Modell-specifikus eltérések figyelhetők meg: az 1. modell esetében a 10° szög bizonyult a legjobbnak, míg a 3. és 6. modellek esetében a -20° szög mutatott optimális



4.7. ábra. Normalizált eltérések a 7-es donor modellettől különböző szögek mentén, beleértve a négy szegmens mindegyikére vonatkozó hat paraméter normalizált eltéréseit



4.8. ábra. Normalizált eltérések a 8-as donor modelttől különböző szögek mentén, beleértve a négy szegmens mindegyikére vonatkozó hat paraméter normalizált eltéréseit



4.9. ábra. Normalizált eltérések az összes donor modellektől a különböző veseartéria elágazási szögek mentén, beleértve a négy szegmens mindegyikére vonatkozó hat paraméter normalizált eltéréseit.

eredményeket. Az 5. modell a 30° szögnél produkált a legjobb eredményeket, szemben más modellekkel, ahol a szélesebb szögek általában növelték az instabilitást. A 4. modellben a 0° szög bizonyult optimálisnak, míg a 7. és 8. modell minimális érzékenységet mutatott az elágazási szögekre. Összességében, az optimális szög kiválasztása modellenként jelentősen változó. Ezek az eredmények kiemelik az elágazási szögek egyéni kialakításának fontosságát olyan klinikai alkalmazásokban, mint például a vesetranszplantáció, ahol a donor modellhez hasonló hemodinamikai stabilitás reprodukálása kulcsfontosságú. Mivel minden donor modell egyedi renális artéria elágazási szöggel rendelkezik, összehasonlítást végeztünk a donor modellek tényleges elágazási szögei alapján, hogy meghatározható-e egy optimális szögtartomány. Azonban, amint az a 4.9. ábrán látható, ez a megközelítés nem mutatott egyértelmű különbségeket, tovább hangsúlyozva a személyre szabott sebészeti tervezés fontosságát a vesetranszplantáció során.

Limitációk

A jelen tanulmányban alkalmazott technikai megközelítés szilárd alapot nyújt a vesetranszplantáció hemodinamikai hatásainak elemzéséhez. Azonban a kritikai értékelés rámutatott olyan fejlesztési lehetőségekre, amelyek különösen a szimulációkban használt szerkezeti modellezést és határfeltételeket érintik. Jelenleg az érfalakat merev struktúraként modellezzük, ami egyszerűsíti

a számítási folyamatot, azonban nem tükrözi pontosan az érszövetek rugalmas tulajdonságait. Ez a megközelítés hatással lehet a fal nyírófeszültség (WSS), az idő-átlagolt nyírófeszültség (TAWSS) és az oszcillációs nyíróindex (OSI) számításainak pontosságára, különösen a véráramlás pulzáló jellegére adott válaszok esetében. A rugalmas vagy viszkoelasztikus érfalak modellezésének bevezetésével a szimulációk pontosabban tükrözhetnék az artériás falak dinamikus viselkedését élettani körülmények között, ezáltal részletesebb képet nyújtva arról, hogy a különböző elágazási szögek milyen hatást gyakorolnak az érfalak hosszú távú egészségére. A jelenlegi modell általánosított bemeneti és kimeneti határfeltételeket alkalmaz, amelyek tipikus élettani értékeken alapulnak. Ezek azonban nem mindig tükrözik az egyes betegek közötti anatómiai és élettani variációkat. A páciensspecifikus határfeltételek integrálása lehetővé tenné a szimulációk finomhangolását, javítva a modellek klinikai alkalmazhatóságát, és lehetőséget nyújtva az egyéni betegek hemodinamikai jellemzőinek pontosabb előrejelzésére. Egy másik kihívás a teljes szimuláció futtatásához szükséges időigény, amely jelenleg jelentős, gyakran több mint három napot vesz igénybe a részletes modellezésből fakadó magas számítási követelmények miatt. Ez az időigény korlátozza a módszer klinikai alkalmazhatóságát, különösen elhunyt donorok transzplantációja esetében, ahol az időkritikus döntéshozatal alapvető fontosságú. A jelenlegi megközelítés csak élő donorok transzplantációja esetén alkalmazható hatékonyan. A módszer szélesebb körű alkalmazhatóságának növeléséhez elengedhetetlen a számítási hatékonyság további fejlesztése. A párhuzamos feldolgozás bevezetése, a hálógenerálás optimalizálása vagy fejlettebb megoldó algoritmusok alkalmazása jelentősen csökkenthetné a szimulációs időt. Ezek az előrelépések lehetővé tennék a személyre szabott hemodinamikai modellezés alkalmazását mind élő, mind elhunyt donorok transzplantációja során, javítva a sebészeti tervezést és a betegellátás eredményeit számos klinikai szituációban.

5. fejezet

Összefoglalás

Ez a dolgozat egy új megközelítést vizsgál a vesetranszplantáció eredményeinek optimalizálására, a veseartéria elágazási szögeinek hemodinamikai hatásait elemezve páciensspecifikus modellekben. A kutatás elsődleges célja annak vizsgálata volt, hogy a donor vese natív veseartéria szögének a recipiensben történő reprodukálása miként járulhat hozzá az optimális transzplantáció utáni áramlási viszonyok kialakulásához, ezáltal megközelítve a természetes élettani körülményeket. A kutatás során a kitűzött célok átfogó módon kerültek megvalósításra. A tanulmány részletes szakirodalmi áttekintéssel indult, amely a veseartéria elágazásainak és azok grafttúlélésre gyakorolt hatásának elméleti alapjait vizsgálta. Nyolc donor modell került elemzésre, amelyek hasonló artériás morfológiát mutattak, biztosítva a megfelelő alapot annak értékelésére, hogy egy optimális szögtartomány általánosítható-e az összehasonlítható anatómiai szerkezetek között. Számítógépes modellek készültek, amelyek a donor eredeti szögéhez viszonyított -30° és $+30^\circ$ közötti különböző elágazási szögek hemodinamikai hatásait vizsgálták. Ezek a szimulációk részletes elemzést tettek lehetővé olyan paraméterek, mint a nyomás, a sebesség, a fali nyírófeszültség (WSS), az oszcillációs nyíróindex (OSI) és a relatív tartózkodási idő (RRT) esetében, feltárva, hogy az artériás geometria hogyan befolyásolja az áramlási mintázatokat. Statisztikai módszerek kvantifikálták az elágazási szögek és az áramlási teljesítmény közötti összefüggéseket, míg vizualizációk segítették az eredmények értelmezését és kommunikációját. Az eredmények azt mutatták, hogy minden modell eltérően reagált az elágazási szögek tartományára (5.1 táblázat), hangsúlyozva a személyre szabott sebészeti tervezés fontosságát a vesetranszplantáció során. A legtöbb modell esetében a donor natív szögéhez közeli értékek (általában -10° és 0° között) mutatták az ideális áramlási feltételek megközelítését, minimalizálva a turbulenciát és a nyírófeszültséget, miközben stabil, élettani véráramlást támogattak. Ugyanakkor néhány modellnél egyénre szabott szögekre volt szükség a donor vese hemodinamikai stabilitásának megismétléséhez, ami azt sugallja, hogy egyetlen univerzális szögtartomány nem minden páciens esetében

Donor modell	1	2	3	4	5	6	7	8
Optimális RBA	10°	−10°	−20°	0°	30°	−20°	−10°	0°

5.1. táblázat. Az optimális veseartéria elágazási szög a különböző donor modellek esetében

optimális. Az elemzés továbbá rávilágított arra, hogy a szélesebb elágazási szögek nagyobb variabilitást okoztak, és bizonyos esetekben növelték a nyírófeszültséget és az endotélium terhelését, megerősítve a pontos szögválasztás szükségességét. A megközelítés klinikai relevanciáját a vese-transzplantációban jártas konzulenssel folytatott együttműködés is alátámasztotta, megerősítve a kutatás gyakorlati hasznosíthatóságát.

Ezekre az eredményekre alapozva a jövőbeni kutatások tovább finomíthatják a modelleket rugalmas érfal bevezetésével, lehetővé téve az erek viselkedésének pontosabb szimulációját. Továbbá, a páciensspecifikus határfeltételek integrálása személyre szabottabb sebészeti tervezést tehet lehetővé, meghaladva az általános élettani feltételezéseket. Bár a jelenlegi megközelítés számításigényes, már most alkalmazható élő donoros transzplantációk esetében, ahol elegendő idő áll rendelkezésre a tervezéshez. A számítási technikák, például a párhuzamos feldolgozás vagy a hálóoptimalizáció fejlesztése révén a módszer kiterjeszthető lenne elhunyt donoros esetekre is, ahol az idő szűkösebb. Továbbá, gépi tanulási algoritmusok bevezetése felgyorsíthatná az optimális elágazási szög előrejelzését, automatizálva a folyamat egyes lépéseit, ezáltal elérhetőbbé téve a módszert a klinikai gyakorlatban. Eredményeink integrálása robotasszisztált műtétekbe új lehetőségeket nyithat az egyenletesebb, reprodukálhatóbb és kifinomultabb sebészeti eredmények elérése érdekében.

Irodalom

- [1] 2017 Szakmai Beszámoló Országos Vérellátó Szolgálat, Transzplantációs Igazgatóság. Dr. Matusovits Andrea az OVSz főigazgatója Országos Vérellátó Szolgálat, 2018.
- [2] I. H. Dávid Csonka és I. Horváth, „Optimal Renal Artery-Aorta Angulation Revealed by Flow Simulation”, *Kidney Blood Press Res.*, 48. évf., 249–259. old., 2023. DOI: [10.1159/000530169](https://doi.org/10.1159/000530169).
- [3] M. e. a. Tonelli, „Systematic review: kidney transplantation compared with dialysis in clinically relevant outcomes.”, *American journal of transplantation : official journal of the American Society of Transplantation and the American Society of Transplant Surgeons*, 11,10. évf., 2011. DOI: [10.1111/j.1600-6143.2011.03686.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-6143.2011.03686.x).
- [4] A. M. e. a. Fakhr Yasseri, „Living versus deceased kidney transplantation: Comparison of complications”, *Urologia*, 88(3) évf., 2021. DOI: [10.1177/0391560321993540](https://doi.org/10.1177/0391560321993540).
- [5] H. M. Abramyan S, „Kidney Transplantation”, *StatPearls Publishing*, 2023.
- [6] F. M. Ghelichi-Ghojogh M, „Graft and Patient Survival Rates in Kidney Transplantation, and Their Associated Factors: A Systematic Review and Meta-Analysis”, *Iran J Public Health*, 50(8) évf., 1555–1563. old., 2021.
- [7] S. G. N Simforoosh és M. R. Ghraati, „Cadaver transplantation in Recent Era: Is Cadaveric Graft Survival Similar to Living Kidney Transplantation?”, *International Journal of Organ Transplantation Medicine*, 2(4): 167–170., 2011,
- [8] W. C. Yawei Zhao Yike Shi, „Evaluating Short-Term and Long-Term Risks Associated with Renal Artery Stenosis Position and Severity: A Hemodynamic Study”, *Bioengineering*, 10. évf., 1002. sz., 2013. DOI: [10.3390/bioengineering10091002](https://doi.org/10.3390/bioengineering10091002).
- [9] V. M. Demosthenes Katriasis Lambros Kaiktsis, „Wall Shear Stress: Theoretical Considerations and Methods of Measurement”, *Progress in cardiovascular diseases*, 49. évf., 307–329. old., 2007. DOI: [10.1016/j.pcad.2006.11.001](https://doi.org/10.1016/j.pcad.2006.11.001).

- [10] A. M. Aikaterini Mandaltsi Andrii Grytsan, „Non-invasive Stenotic Renal Artery Haemodynamics by in silico Medicine”, *Frontiers in Physiology*, 9. évf., 2018. DOI: **10.3389/fphys.2018.01106**.
- [11] J. Z. O. C. Zienkiewicz R. L. Taylor, *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals*. Elsevier, 2005.
- [12] C. A. Taylor és C. A. Figueroa, „Patient-specific modeling of cardiovascular mechanics.”, *Annual Review of Biomedical Engineering*, 109–134. old., 2009.
- [13] G. K. Batchelor, *An Introduction to Fluid Dynamics*. Cambridge University Press, 2000.
- [14] Y. Saad, *Iterative Methods for Sparse Linear Systems*. SIAM, 2003.
- [15] A. Greenbaum, *Iterative Methods for Solving Linear Systems*. SIAM, 1997.
- [16] T. T. Shigeyuki Okahara Taijiro Sueda, „Blood viscosity monitoring during cardiopulmonary bypass based on pressure-flow characteristics of a Newtonian fluid”, *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference*, 2016. DOI: **10.1109/EMBC.2016.7591197**.