

OTDK-dolgozat

2023

PÉCSI TUDOMÁNYEGYETEM
MŰSZAKI ÉS INFORMATIKAI KAR



**ANATÓMIAILAG REALISZTIKUS ÉRIMITÁCIÓK
GYÁRTÁSA, 3D NYOMTATÁSI TECHNOLOGIA ÉS
SZILIKON ÖNTÉSI MÓDSZEREK ÖTVÖZÉSÉVEL**

**PRODUCTION OF ANATOMICALLY REALISTIC IMITATIONS OF
VESSELS, USING A COMBINATION OF 3D PRINTING
TECHNOLOGY AND SILICONE MOULDING METHODS**

Szerző:

Bucsai Anna

Ipari termék- és formatervező mérnök
BSc. szak, III. évf.

Konzulensek:

Huszák Marcell

Terméktervező mérnök

Dr. Gasz Balázs

egyetemi docens

Kézirat lezárva: 2022. november 24.

Kivonat

Az egyetemi tanulmányaim mellett az ME3D-Graft Kft; vagyis a YourAnastomosis-nál dolgozom, ahol betekintést nyerhettem az egészségügyi mérnökök világába.

A cég sebészeti készségfejlesztő képzést nyújt sebészek és orvostanhallgatók számára egyaránt. A sebészek valós műtéti helyzeteket megjelenítő szimulátorokon és érimitációkon gyakorolhatnak bárhol és bármikor, majd személyre szabott kiértékelést kapnak az érvarratok eredményességéről, várható működésükről.

Kutatásom során anatómiailag realisztikus érimitációk gyártása volt a központban, hagyományos szilikon öntési módszerek és 3D nyomtatási technológiák ötvöztetésével. A fő cél a valós erek tulajdonságainak imitálása volt a rendelkezésre álló technológiák alkalmazásával. A tervezés során egészségügyi digitalizációval, modellezéssel, 3D nyomtatással és szilikon öntéssel dolgoztam.

A fő feladatom egy olyan artériás értágulat (hasi aorta aneurysma) kiöntőformájának megtervezése volt, amelyet a későbbiekben saját magam nyomtatok és szilikonnal öntök ki. Ennek célja egy innovatív és gyakorlati megoldás az orvosok, orvostanhallgatók és rezidensek továbbképzésére, amelyen sebészek, sebész hallgatók tudnak gyakorolni.

Kulcsszavak: egészségügyi mérnök; 3D nyomtatás; érimitáció

Tartalomjegyzék

1	Bevezető	1
1.1	YourAnastomosis	1
1.2	A kutatásom témája	1
2	Irodalom áttekintés	2
2.1	3D nyomtatás	2
2.1.1	SLA (Stereolithography)	2
2.1.2	SLS (Selective Laser Sintering)	3
2.1.3	FDM (Fused Deposition Modelling)	3
2.1.3.1	PLA	4
2.1.3.2	TPU	5
2.2	Szilikon öntési módszerek	5
2.2.1	Szilikon	5
2.2.2	Két komponensű szilikon öntés	6
2.2.3	Élelmiszeripari önthető szilikon	6
2.2.4	Önthető szilikongumi	6
2.2.5	Kenhető szilikongumi	7
2.3	DICOM (Digital Communications in Medicine)	7
3	Célkitűzések	8
3.1	Téma bevezetése	8
3.2	A betegség ismertetése: hasi aorta aneurizma	9
3.2.1	Az aorta aneurizma kezelése	9
3.2.2	A megelőzés céljából végzett műtét kockázatai	10
3.2.3	A műtét, beavatkozás menete	11
3.2.3.1	Nyílt hasi műtét	11
3.2.3.2	Endovaszkoláris műtét	12
3.2.4	Betegek	14

3.3	Párhuzamos munkák a YourAnastomosisnál	14
3.4	Versenytársak elemzése.....	15
3.4.1	Emberi szervek szilikon öntőformái.....	15
3.4.2	ReSuture	16
3.4.3	SimuVasc.....	17
3.4.4	Idealizált hasi aorta aneurizma	18
3.4.5	A versenytársak elemzésének összefoglalása.....	19
4	Gyakorlati megvalósítás	20
4.1	Előmunkák.....	20
4.2	A tervezés menete.....	20
4.3	A modell 3D nyomtatása	28
4.3.1	Anyaghasználat.....	30
4.4	A nyomtatott formák tesztelése	30
5	Eredmények.....	35
6	Fejlesztési lehetőségek	38
7	Összefoglalás	39
8	Irodalomjegyzék	40

Ábrajegyzék

3-1 ábra	Hasi aorta aneurizma szemléltetése.....	9
3-2. ábra	Műtéti technikák a hasi aorta aneurizmára.....	11
3-3. ábra	Az aneurizma helyettesítése mesterséges artériával (grafttal)	12
3-4. ábra	Endovaszkuláris műtét sztent grafftal.....	13
3-5. ábra	Hasi aorta aneurizma műtéti eset realisztikus ábrázolása	15
3-6. ábra	Emberi szervek szilikon öntőformái.....	16
3-7. ábra	Szintetikus hasi aorta – egészséges, és aneurizmával	17
3-8. ábra	Szintetikus hasi aorta aneurizma	17
3-9. ábra	Idealizált hasi aorta aneurizma modellek (A) Sylgard 160 modell, (B) Sylgard 170 modell és (C) kevert anyagú aorta aneurizma modell.	18

4-1. ábra A már készen megkapott fájl Meshmixerben.....	20
4-2. ábra Belső forma 6 részre bontva.....	22
4-3. ábra Végleges belső forma	23
4-4. ábra Az ér sziluettje felülnézetből.....	24
4-5. ábra A sziluett vonalak felvetítve az érre	24
4-6. ábra Felület a középvonalakból.....	25
4-7. ábra Az ér negatívja a befoglaló forma egyik felében, ami középvonalakból keletkezett felülettel lett elmeteszve.....	25
4-8. ábra A csatornák kialakítása.....	26
4-9. ábra Külső mold résekkel.....	27
4-10. ábra Végleges külső forma.....	27
4-11. ábra 3D nyomtatott külső forma egymásba fordítva.....	28
4-12. ábra 3D nyomtatott külső forma részei	29
4-13. ábra A külső formába belehelyezett belső forma (mag)	29
4-14. ábra Megdermedt szilikon a moldban	31
4-15. ábra Belső forma 11 részre bontva.....	32
4-16. ábra Végleges forma.....	32
4-17. ábra Az elkészült hasi aorta aneurizma szilikonból	33
4-18. ábra Üreges mag rugalmas anyagból	33
4-19. ábra Kiöntött aorta aneurizma a YourAnastomosis - AAA szimulátor modelljében.	34
5-1. ábra TPU teszt értékeléseinek összehasonlítása.....	35
5-2. ábra PLA teszt értékeléseinek összehasonlítása.....	36
5-3. ábra TPU teszt értékelése átlagok alapján.....	37
5-4. ábra PLA teszt értékelése átlagok alapján.....	37

1 Bevezető

1.1 YourAnastomosis

Az egyetemi tanulmányaim mellett az ME3D-Graft Kft; vagyis a YourAnastomosis-nál dolgozom, ahol betekintést nyerhettem az egészségügyi mérnökök világába.

A cég sebészeti készségfejlesztő képzést nyújt sebészek és orvostanhallgatók számára egyaránt. A sebészek valós műtéti helyzeteket megjelenítő szimulátorokon és érimitációkon gyakorolhatnak bárhol és bármikor, majd személyre szabott kiértékelést kapnak az érvarratok eredményességéről, várható működésükről. 2018-ban indult a cég azzal a céllal, hogy innovatív megoldásokat és lehetőségeket kínáljon az orvosi képzésben. Az egészségügyi mérések alkalmazása és fejlesztése okos eszközökkel elősegítik az egészségipar digitális fejlődését. [1]

A YourAnastomosis olyan sebészeti dobozokat állít elő, amelyben a sebészeti beavatkozáshoz szükséges eszközök megtalálhatóak. Például a műtéthez szükséges orvosi eszközök, vagy a szilikon érutánzatok, ezáltal folyamatosan van lehetőség a műtét gyakorlására. Ezek a szilikon erek szabályosak, cső formájúak, 3mm, 5mm és 8mm átmérőjű változatokban. Az anyaghasználatban pedig az a különlegesség, hogy az artériákat szilikonból, a vénákat pedig egy gyengébb, puhább anyagból imitálják, így szinte tökéletesen le lehet utánozni az eredeti ér tapintását.

1.2 A kutatásom témája

Kutatásom során haptikus érimitációk gyártása volt a központban, hagyományos szilikon öntési módszerek és 3D nyomtatási technológiák ötvöztetésével. A fő cél olyan szilikon erek létrehozása, amelyek lekövetik az eredeti erek szabálytalanságát, morfológiailag, azaz alaktanilag egyeznek velük. Szintén lényeges, hogy a szilikon erek tapintása és állaga megközelíti az eredetiét. Ezeket az ereket először digitalizálni kell, majd el lehet kezdeni moldot, azaz kiöntőformát tervezni hozzá. A tervezést követően pedig a mold 3D nyomtatása és tesztelése volt soron. A kész modellt meg kell kenni szilikonnal, majd várni a dermedésére. Az elkészült darab pedig már készen is áll arra, hogy a sebészek összevarrják. A fő feladatomban egy olyan artériás értágulat (hasi aorta aneurysma) kiöntőformájának megtervezése volt, amelyet a későbbiekben saját magam nyomtatok és szilikonnal öntök ki. Ennek célja egy innovatív és gyakorlati megoldás az orvosok, orvostanhallgatók és rezidensek továbbképzésére, amelyen sebészek, sebész hallgatók tudnak gyakorolni.

2 Irodalom áttekintés

2.1 3D nyomtatás

A következőkben különböző 3D nyomtatási technológiákat mutatok be, kitérve a 3D nyomtatók típusaira.

A 3D nyomtatás olyan additív technológia, ahol háromdimenziós tárgyakat lehet létrehozni digitális fájlokból. Azért additív, mert a fizikai tárgyak előállításához nincs szükség anyagtömbre, hanem egyszerűen csak anyarétegeket halmoz fel és olvaszt egymásra. Előnye, hogy nem keletkezik anyagfelesleg, ellentétben a CNC megmunkálásnál és marásnál. Ezeknél az eljárások pont fordítva történnek, azaz nem rétegről rétegre építik fel a terméket, hanem a technológiájuk az anyag eltávolításán alapszik, vágáson és forgácsoláson. Ugyanakkor rendkívül gyors, hatékony és kedvező a tömeggyártásban.

A 3D nyomtatás az ipari termékfejlesztésben a gyorsabb prototípusgyártás révén indult el ötletként. A mai világban már széles körben elterjedt, gépiparban, autóiparban, de az egészségügyben is. Orvosi eszközöket és protéziseket is gyártanak már ezzel a technológiával. Jellemzően gyors, alacsony költségekkel, és összetettebb formák létrehozására képes a hagyományos technológiákhoz viszonyítva. A 3D nyomtatás egyik legnagyobb korlátja, hogy a legtöbb nyomtatott alkatrész nem teljesen tömör, ami azt jelenti, hogy nem rendelkeznek a hagyományos technológiával készült alkatrészek mechanikai tulajdonságaival. [2] Ma már nem csak ipari viszonyok között találkozhatunk 3D nyomtatókkal, hanem a hétköznapi használatban is egyre gyakoribbak.

A műanyag alkatrészekhez használt 3D nyomtatók három legelterjedtebb típusa az SLA (Stereolitography) sztereolitográfiás, az SLS (Selective Laser Sintering) szelektív lézerszinterezés, és az FDM (Fused Deposition Modelling) olvasztott lerakásos modellezés.

2.1.1 SLA (Stereolitography)

A sztereográfia volt a világ első 3D nyomtatási technológiája, amelyet az 1980-as években találtak fel, és még mindig az egyik legnépszerűbb technológia a szakemberek körében. Az ilyen típusú nyomtatók lézerrel keményítik a folyékony gyantát kemény műanyaggá. Ezt a folyamatot fotopolimerizációnak hívják. Itt is, mint a többi technológiánál rétegenként építi fel a 3D formát. Legnépszerűbb alapanyaga a műgyanta, ezen belül is például lehet tiszta, merev, rugalmas, orvosi és fogászati, kerámia és ékszergyanta.

Az SLA nyomtatók hatalmas népszerűsége tette szert, mivel nagy pontosságú, rendkívül sima felületeket lehet elérni. Az SLA 3D nyomtatókat széles körben használják pl. mérnöki- és terméktervezésben, fogászatban, ékszerészetben és számos más területen. Az SLA 3D nyomtatási technológia ideális gyors prototípusgyártásnál, koncepció modellezésnél, kisseriás gyártásnál, fogászati alkalmazásoknál, ékszeripari prototípusoknál és öntvényeknél. [3]

2.1.2 SLS (Selective Laser Sintering)

Az SLS 3D nyomtatók nagy teljesítményű lézerrel szinterezik a polimerpor apró részecskéit szilárd struktúrává. Az olvadásmentes por megtartja az alkatrészt a nyomtatás során, és így nincs szükség külön tartószerkezetekre. Emiatt az SLS ideális megoldást nyújt az összetett geometriákhoz, beleértve a belső falakat, a vékony falakat és a negatív formákat. Az SLS-nyomtatással előállított alkatrészek kiváló mechanikai tulajdonságokkal rendelkeznek, szilárdságuk a fröccsöntött alkatrészekéhez hasonló.

A szelektív lézerszinterezés leggyakoribb anyaga a nylon, egy népszerű, kiváló mechanikai tulajdonságokkal rendelkező hőre lágyuló műanyag. A nejlón könnyű, erős és rugalmas, valamint ellenálló az ütésekkel, vegyi anyagokkal, hővel, UV-fénnyel, vízzel és szennyeződéssel szemben. Felülete enyhén érdes a porszemcsék miatt, de nem lehet látni rétegvonalakat.

Az alacsony költség, a nagy termelékenység és a bevált anyagok kombinációja miatt az SLS népszerű választás a mérnökök körében a funkcionális prototípusok készítéséhez, és költséghatékony alternatívája a fröccsöntésnek korlátozott példányszám esetén. [3]

2.1.3 FDM (Fused Deposition Modelling)

Az FDM, más néven FFF (Fused Filament Fabrication) fogyasztói szinten a legelterjedtebb 3D nyomtatási típus. Az FDM 3D nyomtatók úgy működnek, hogy műanyag szálak adagolnak egy fűtött fűvókán keresztül, ami megolvasztja az anyagot, és a műanyagot rétegről rétegre felépíti egy építőfelületre (pl. üveglap). Minden réteget egyenként rak egymásra, amíg az alkatrész elkészül.

Az FDM 3D nyomtatók jól alkalmazhatók próbamodellek, valamint az egyszerű alkatrészek gyors és olcsó prototípusgyártására, például olyan alkatrészek esetében, amelyeket jellemzően megmunkálással lehet előállítani. Az FDM azonban az SLA vagy SLS nyomtatókkal összehasonlítva a legalacsonyabb felbontással és pontossággal rendelkezik, és

nem a legjobb megoldás összetett minták vagy bonyolult jellemzőkkel rendelkező alkatrészek nyomtatására, viszont a fogyasztói ár és üzemeltetési költségek alacsonyak és többnyire gyorsabb, mint az SLA nyomtatás. A jobb minőségű felületeket kémiai és mechanikai polírozási eljárásokkal lehet elérni. Az ipari FDM 3D nyomtatók oldható támasztóanyagokat használnak bonyolultabb formák esetén. Érdeemes úgy beállítani a nyomtatás előtt a modellt, hogy az a lehető legkevesebb segédanyagot igényeljen, ezzel pénzt és időt spórolva.

Az FDM-eljáráshoz alkalmas alapanyagokat két fő csoportra oszthatjuk el. Hőre lágyuló műanyagokra és hőre keményedő műanyagokra. A leggyakoribb nyomtatási anyagok az ABS, PLA és ezek különféle keverékei. [4] A fejlettebb FDM nyomtatók más speciális anyagokkal is tudnak nyomtatni, mint például a nylonnal, fával vagy szénnel.

2.1.3.1 PLA

A PLA a polylactic acid, azaz a politejsav rövidítése. Az anyag hőre lágyuló műanyag, amely biológiai úton lebomlik, komposztálható. Előnyei, hogy megújuló, növényi anyagokból készül és sokkal kisebb az ökolábnyoma, mint a hagyományos műanyagoknak. Növényekből állítják elő, legfőképpen magas keményítő tartalmú gabonafélékből, de készülhet kukoricakeményítőből, maniókából, cukornádból vagy cukorrépából is. Napjainkban elsősorban ipari kukoricából gyártják. Jó alternatívája a hagyományos műanyagok leváltására. A biológiai lebomlás, komposztálás lehetővé teszi az anyag újrahasznosítását. A PLA előállításához és lebontásához lényegesen kevesebb idő és energia mennyiség szükséges, mint a hagyományos műanyagokhoz.

A PLA gyártási folyamatának első lépéseként ledarálják a kukoricát annak eredményeképpen, hogy kinyerjék belőle a keményítőt, szőlőcukor formájában, majd ezt fermentálják és így képződik ki a tejsav. Vegyi úton kristályos szerkezetű, rideg polimer keletkezik belőle. A PLA oldószerei például a propilén-karbonát és az etil-acetát, amit gyakran használnak 3D nyomtatókban az extrúderfejek kitisztítására. [18]

Politejsavból túlnyomórészt egyszer használható, eldobható tárgyakat készítenek és használnak. Ilyenek például a környezetbarát vendéglátásban használt evőeszközök, vagy poharak, pohártetők, szívószálak, tányérok és elviteles dobozok. Felhasználást követően a PLA hulladékot nem a szelektív hulladékba kell dobni és nem is a kommunális hulladékokhoz, mert úgy a komposztáláshoz szükséges feltételek nem adóttak. A PLA alapanyagú termékek hulladékkezelése még nem megoldott. Lényegesen kisebb a

lebomlási ideje, mint a hagyományos műanyagokénak. A megfelelő ipari komposztálás folyamán mindössze 12 hét alatt bomlik le, de ha ez nem megoldott és az általános hulladékokhoz kerül vagy a szelektív hulladékokhoz, szeméttégetőbe vagy hulladéklerakó telepre jut. Az égetés során jóval több energiát termel, mint a többi szemét, illetve kis mennyiségű égéstermék marad a végén. A szeméttelen tárolva nem bocsát ki metánt. Összességében kevésbé káros a környezetre, mint a többi műanyag. [19]

2.1.3.2 TPU

A különlegesebb nyomtatási anyagok közé tartozik a termoplasztikus poliuretán (TPU), ami az egyik legnépszerűbb rugalmas szál a piacon, ugyanis tartós, rugalmas és erős, mint a gumi. Ellenáll az olajnak, a zsíroknak, a vegyi anyagoknak és a kopásnak, sőt alacsony hőmérsékleten is jó az ellenállóképessége, így nem törékeny, és nem hajlamos vetemedésre. [5] Hátránya, hogy más típusú filamentekhez képest nehezebben nyomtatható a rugalmassága miatt, általában csomós és szálaz lesz a nyomtatott felület.

2.2 Szilikon öntési módszerek

2.2.1 Szilikon

A szilikon egy szintetikus polimer, ahol a polimer szerkezet alapját sziloxánlánc alkotja, vagyis a vegyületek „gerincét” egymáshoz kapcsolódó szilícium- és oxigénatomok alkotják. Minden szilíciumatomhoz két csoport kapcsolódik (R-csoportok), amelyek bármilyen szerves csoportot jelölhetnek, ami a gerinchez kapcsolódhat. Ez a szerkezet egy polimert alkot, amit polidimetil-sziloxánnak neveznek (PDMS), amely a leggyakrabban használt szilikon.

A gumyszerű anyagok nagyon hosszú polimerláncokból állnak, amelyeket vulkanizálással térhálós szerkezetűvé egyesítenek. Emiatt ezek a gumik nagy visszanyerhető deformációkra képesek, ezért használják széles körben a szilikon gumikat anyagelemként az artériás erek és más lágy szövetek vizsgálatában. [16]

A szilikon anyagok három nagy csoportra oszthatók térhálósodásuk szerint. Vannak RTV (Room Temperature Vulcanization - szobahőmérsékletű vulkanizáció) szilikonok, a HTV (High Temperature Vulcanization – magas hőmérsékletű vulkanizáció) szilikonok, és az LSR (Liquid Silicone Rubber - folyékony szilikongumi) szilikonok. Az utóbbi két típusú szilikon csak ipari körülmények között dolgozható fel, speciális gépekkel. Míg az RTV szilikonok otthoni felhasználásra is alkalmasak mindenféle speciális gépek nélkül, szaktudást nem

igényelve. Gyakoriak a kétkomponensű szilikonok, amik szobahőmérsékleten kötnek meg, és a levegő nedvesség tartalmát és hőmérsékletét használják fel a vulkanizációjuk során. Az alapanyagok önmagukban nem dermednek meg, a kémiai reakció a kettő komponens összekeverésével indul meg. [7]

2.2.2 Két komponensű szilikon öntés

A szilikon öntéshez először elő kell készíteni az öntőformát, az én esetemben a 3D nyomtatott anatómiailag realisztikus ér (aorta aneurizma) öntőformája. A szilikon öntés előtt érdemes például szilikon spray-vel befújni a moldot, hogy dermedés után könnyen leváljon a szilikon a formáról. A két komponensű szilikon öntésnél akkor indul el a dermedés, ha összeöntjük a két komponens. Figyelnünk kell, hogy A és B komponensből pontosan ugyanannyi legyen kimérve, a lehető legjobb végeredmény érdekében. A két komponens óvatosan kell összekeverni az apró légbuborékok elkerülése miatt. Mivel az öntőformám több részből tevődik össze, ezért mindegyiket külön meg kell kenni, majd pontosan összeilleszteni a részeket és szorosan rögzíteni egymáshoz. A dermedési idő attól függ, hogy milyen szilikonot használtunk az öntéshez. Általában maximum huszonnégy óráig tart a kikeményedés ideje.

2.2.3 Élelmiszeripari önthető szilikon

A kétkomponensű élelmiszeripari szilikon alkalmazása igen népszerű különösen a cukrászati szilikon formáknál. Elterjedtek a szilikon sütőformák változatos formában, és még számos konyhai kiegészítők. Pozitívumai, hogy többször használható, nem úgy, mint a papírból készültek. Az anyaga nem tartalmaz, illetve bocsát ki semmilyen toxikus anyagot, ami veszélyes lenne az emberi szervezetre. Bármilyen sütőforma gyártható ezzel a szilikonfajtaival.

2.2.4 Önthető szilikongumi

A kimagasló formalekövető képességük révén az önthető szilikonok felhasználhatósága szinte korlátlan. Leggyakrabban öntőformaként használják őket különböző szakirányban. Gyakorlatban az öntés előtt katalizátorral kell összekeverni a kétkomponensű szilikon anyagot, majd lehetőség szerint vákuumszekrényel el kell távolítani belőle a légbuborékokat. Miután a formát is lekezeljük, ajánlott fél méter magasról önteni egy pontra célozva a folyékony szilikonra. Érdemes ilyenkor még megrázni meg megütögetni a még homogén anyagot és a kalodát, hogy biztosan eltűnjenek a légbuborékok.

2.2.5 Kenhető szilikongumi

A kenhető szilikongumikat más néven addíciós kötésű szilikonoknak szokták hívni. Az összes gumi közül a leghosszabb élettartamúak. A szokásos felhasználáson kívül még gyakran használják speciális effektusok előállítására, például bőrbarát maszkokra, műtestrészekre, műsebekre. [8]

2.3 DICOM (Digital Communications in Medicine)

A DICOM-fájl egy képformátum, ami egy orvosi vizsgálat például ultrahang vagy MRI képét tartalmazza. A fájlok tartalmazhatnak betegazonosító adatokat is, hogy a képet egy adott személyhez lehessen kapcsolni. [9]

A DICOM a világ vezető sztenderdje az orvosi képalkotási információk területén. A DICOM-képekből történő 3D nyomtatás egyszerűbbé vált az olyan technológiák fejlődésével, mint az orvostechika, a képalkotó technika, valamint a hardverek és szoftverek fejlődése és csökkenő költségei. A betegspecifikus 3D modelleket ma már számos helyzetben használják, beleértve az oktatást, a műtéti tervezést és a műtéti szimulációt.

A DICOM-képek 3D-nyomtatása egymásra helyezett 2D-képekkel működik, amelyeket a 3D-nyomtató által igényelt formátumba kell szegmentálni, azaz számítógépes tervezési (CAD) formátumba a köztes adatokhoz, amelyeken az elsődleges feldolgozást, például az érdekelt terület beállítását el lehet végezni. A 3D CAD-adatok fájlformátumai közül a sztereolitográfias (STL) fájlformátum a 3D nyomtatáshoz leggyakrabban használt formátum. Számos kereskedelmi (díjköteles) és nyílt forráskódú (ingyenes) szoftvercsomag létezik a DICOM-képek STL-adatokká történő szegmentálására, amelyek mindegyike futtatható általános célú számítógépen.

Az STL-adatok kétféle módon tárolhatnak információt; bináris kódolással és ASCII kódolással. A két formátum ugyanazt az információt tartalmazza a modellre vonatkozóan, de a bináris formátum sokkal kompaktabb; kisebb fájlokat eredményez (de ugyanúgy kell működniük). [10]

3 Célkitűzések

3.1 Téma bevezetése

A kutatásom és munkám során a cégnél betekintést nyerhettem, hogy napjainkban hiányos az orvostanhallgatók, illetve a rezidensek képzésének struktúrája. Nagyon nagy hangsúly van az elméleti, lexikális tudáson, az egyetemi oktatás alatt. A manuális szakmák oktatása során gyakran kevésnek bizonyul a gyakorlati, esetspecifikus oktatás. Előfordul, hogy már a szakmába kijutva az orvosok először találkoznak egyes műtéti, sebészeti esetekkel. Igény lenne innovatív és gyakorlati megoldásokra a kórházi alkalmazottak képzéséhez és ehhez szükséges támogatáshoz, a kötelező orvosi továbbképzéshez.

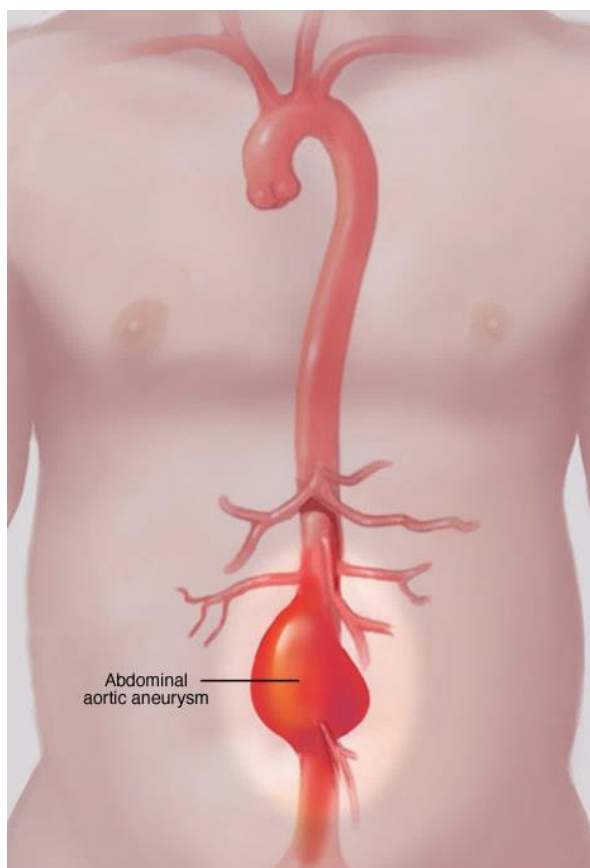
A YourAnastomosis időtakarékos és költséghatékony sebészeti képzést kínál, illetve hatékony gyakorlati képzést a hallgatók, rezidensek számára. A képzés személyre szabott, lépésről lépésre oktat. Rendkívül eredményes megoldást ad a résztvevők számára a technikai készségek fejlesztésére, és a teljesítményükről személyre szabott tájékoztatást kapnak. Javítja a hallgatók és a személyzet tagjainak sebészeti készségeit és egyben csökkenti a készségfejlesztő oktatási módszerek költségeit és idejét. Innovatív megoldást nyújt a sebészeti képzésben az érvarratok objektív, pontszám alapú értékeléséhez. Igény esetén kérhetők bármilyen sebészeti eljárás, eset specifikus szimulátorai rendkívül valósághű 3D nyomtatott változatban, és mesterséges ereken gyakorolhatók a különböző műtéti beavatkozások. Ennek köszönhetően a klinikai eredmények folyamatosan tudnak javulni egyszerre kényelmes és szórakoztató gyakorlati képzéssel. [11]

A feladatom a YourAnastomosisnál egy olyan artériás értágulat (hasi aorta aneurizma) kiöntőformájának megtervezése volt, amelyet a későbbiekben saját magam nyomtatok és szilikonnal öntök ki. Ennek célja egy innovatív megoldás a gyakorlati továbbképzéshez, melyen orvostanhallgatók, rezidensek és sebész szakorvosok egyaránt tudnak gyakorolni.

Az előző évben Bakonyi Kitti hasonló témával foglalkozott, neki nyaki verőér imitáció volt a kutatása központjában, ahol szintén haptikus érimitáció volt a cél. A cégen belül és ebben a dolgozatban az ő munkásságát viszem tovább.

3.2 A betegség ismertetése: hasi aorta aneurizma

A hasi aorta aneurizma kifejezés alatt a főverőér kóros tágulatát értjük. Az aorta a szívtől a mellkas közepén át és a hasüregben fut végig. Ez a legnagyobb ér a szervezetben, ezért az aneurizma legfőbb veszélye, hogy mivel a tágulatnál az ér fala elvékonyodott, az érben uralkodó nyomás hatására megrepedhet, ezzel életveszélyes vérzést okozva. A másik veszély, hogy mivel a kitágult érszakaszban a vér áramlása lelassul, könnyebben képződik vérrög. A vérrög az érfalról leszakadva trombózist, embóliát okozhat. [12]



3-1. ábra Hasi aorta aneurizma szemléltetése [12]

A hasi aorta aneurizmát gyakran csak akkor diagnosztizálják, amikor valamilyen más okból végeznek vizsgálatot, vagy rutinszerű orvosi vizsgálatoknál, például szív vagy hasi ultrahang vizsgálata során.

3.2.1 Az aorta aneurizma kezelése

Az aorta aneurizma kezelése lehet folyamatos megfigyelés vagy műtéti beavatkozás. A nagy aneurizmák váratlanul megrepedhetnek, felszakadhatnak. A műtét megakadályozhatja ezt,

de számos kockázattal jár. Ezért fontos, hogy a döntés meghozatala előtt alaposan mérlegelni kell a műtét előnyeit és hátrányait.

Minél nagyobb egy aneurizma, annál nagyobb az esélye annak, hogy megreped. Becslések szerint az 5,5 cm-nél nagyobb átmérőjű hasi aorta aneurizma 100-ból körülbelül 3-6 embernél fog egy éven belül megrepedni. Ezért ennél a méretnél gyakran műtétet javasolnak.

Ha a repedés bekövetkezik, akkor az életveszélyes orvosi vészhelyzetet jelent, amely azonnali kórházi műtétet igényel. A hirtelen megrepedt aneurizmánál az emberek körülbelül fele röviddel a repedés után meghal. Ezek a fő tényezők, amelyek valószínűbbé teszik a szakadást:

- Az aneurizma átmérője nagyobb, mint 5,5 cm.
- Az aneurizma gyorsan nőtt (hat hónap alatt több mint 0,5 cm vagy egy év alatt több mint 1 cm).
- Az aneurizma olyan tüneteket okoz, mint például hátfájdalom, gyomorfájás vagy fájdalom az oldalon.

3.2.2 A megelőzés céljából végzett műtét kockázatai

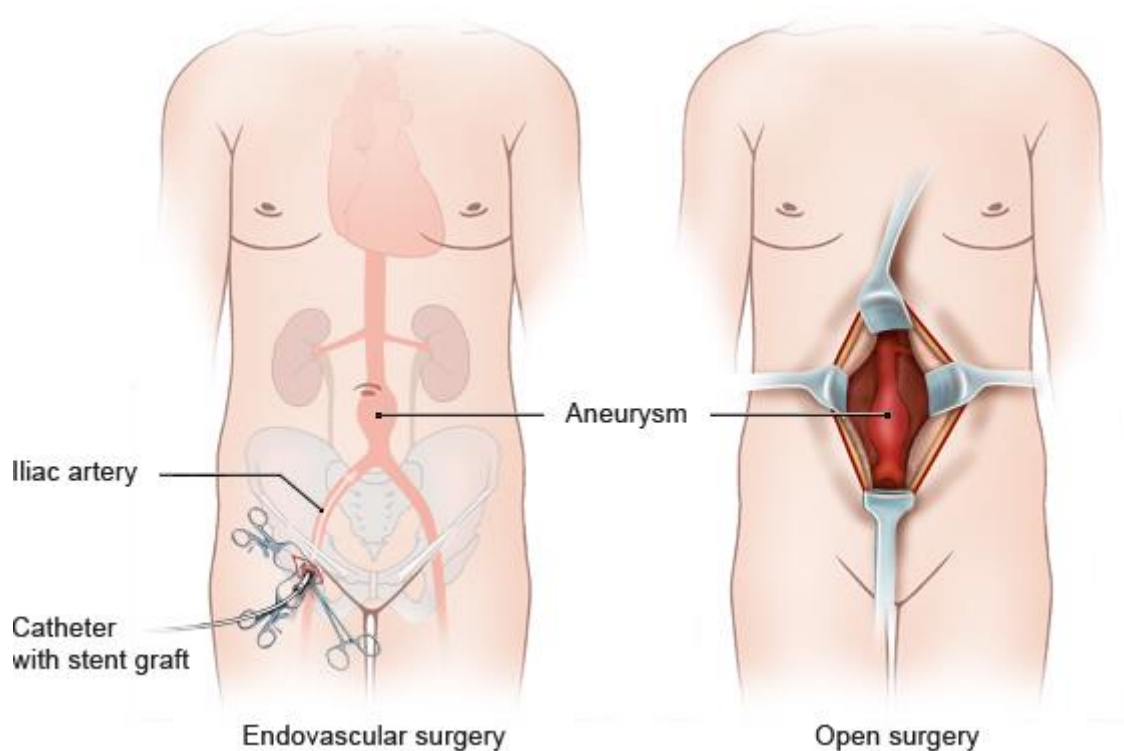
Az aneurizma műtétje súlyos szövődményekhez vezethet, különösen tüdőszövődményekhez és a szív károsodásához. Akár halálhoz is vezethet, például a keringés összeomlása miatt. A szövődmények kockázatát különböző tényezők határozzák meg. Ezek egyike a beteg általános egészségi állapota. Például a szív- és érrendszeri betegségben szenvedőknél nagyobb a kockázat. Néha közvetlenül a műtét után vagy később további műtetre van szükség.

Az orvosok tehát megbecsülik a páciens szövődményeinek kockázatát. A megelőző műtét mellőzésének okait a következőkben részletezem. A személynek más súlyos betegségei vannak, például szívbetegsége. Szintén egy mellőző ok, ha a személy általános egészségi állapota annyira rossz, hogy a beavatkozás túl kockázatosnak tűnik, például az idős kor és az ezzel járó problémák miatt.

A műtétet akkor mérlegelik, ha az aneurizma váratlan megrepedésének kockázata a következő néhány évben meghaladni látszik a műtéttel járó kockázatokat. [13]

3.2.3 A műtét, beavatkozás menete

Az aneurizma műtétjére kétféle technikát alkalmaznak: nyílt műtét egy hasi bemetszésen (vágáson) keresztül vagy endovaszkuláris műtét egy kis lágyékbeli bemetszésen keresztül.

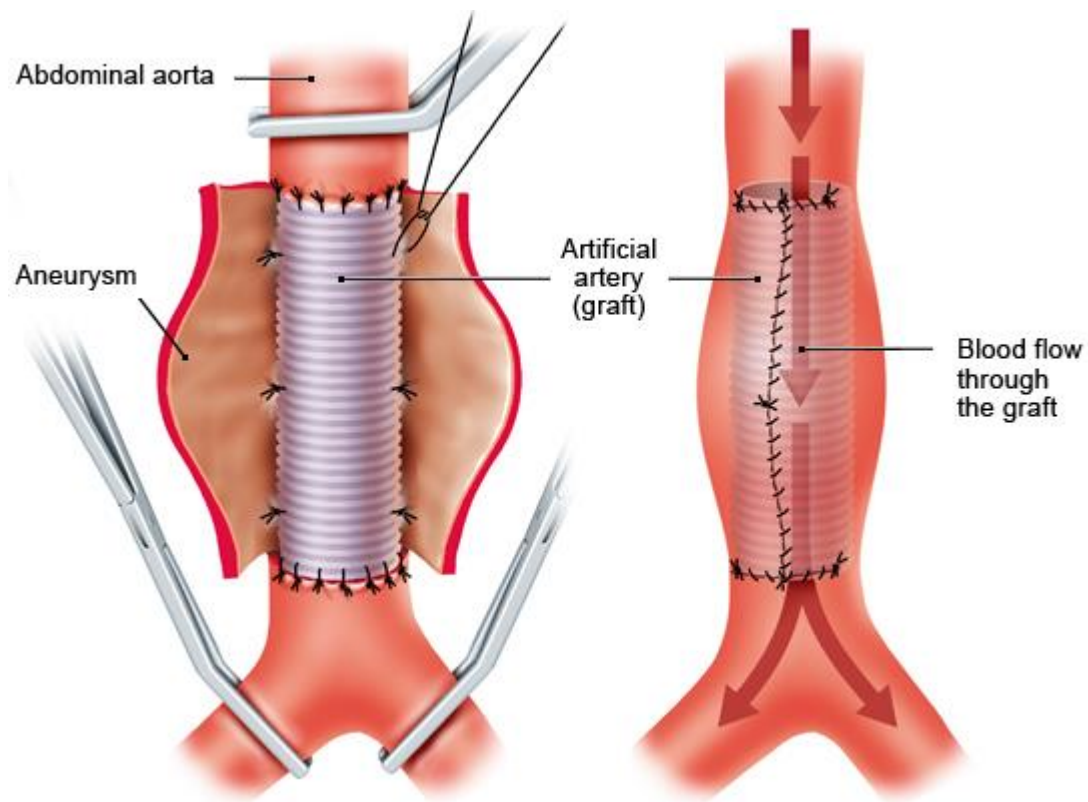


3-2. ábra Műtéti technikák a hasi aorta aneurizmára [13]

3.2.3.1 Nyílt hasi műtét

A nyílt műtét során az aneurizmát eltávolítják, és egy mesterséges érrel (szintetikus anyagból készült csővel) helyettesítik.

Ezt az eljárást altatással végzik. Először egy bemetszést ejtenek a hasfalon. Ezután az orvosok az aneurizma feletti és alatti ér összeszorításával megszakítják a vér áramlását az aortában. Felvágják az aneurizmát, és oda bevarrják a mesterséges artériát (graftot). Ezt a helyére varrják. Ezután az orvosok a megnyitott aneurizma érfalát a graft köré tekerik, és szorosan összevarrják. Ezt követően a vér normális áramlása újraindul.



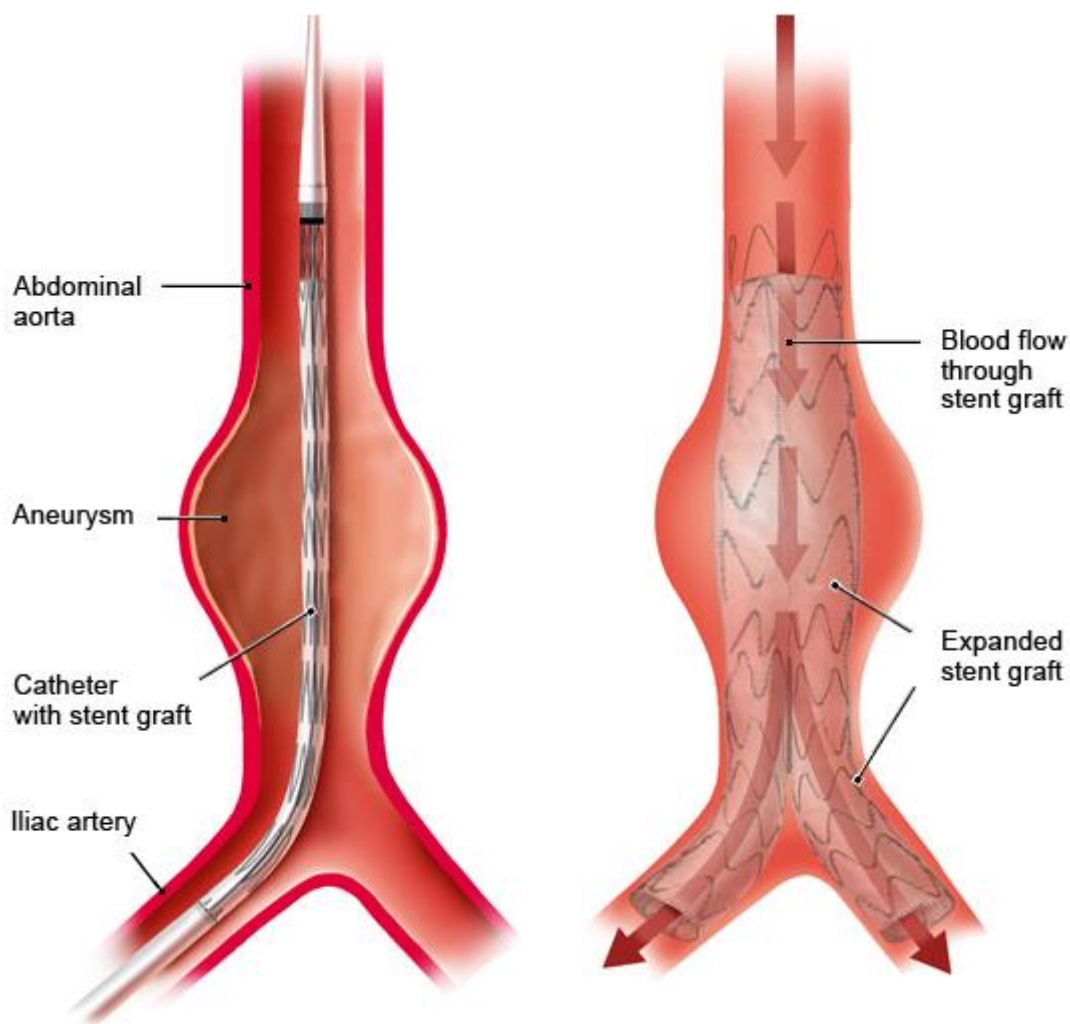
3-3. ábra Az aneurizma helyettesítése mesterséges artériával (grafttal) [13]

Az eljárás körülbelül három órán át tart. A műtét után a beteget az intenzív osztályra szállítják, és átlagosan 11-14 napig maradnak a kórházban. De több hétig vagy hónapig is eltarthat, mire visszatérhet a normális mindennapi életéhez.

A nyílt műtét gyakran nem alkalmas azok számára, akiknek más súlyos egészségügyi problémáik is vannak, például a szív- és érrendszert, a légutakat vagy a veséket érintik. Az eljárás ekkor túlságosan kockázatos. A műtét után ellenőrző vizsgálatokra kerül sor. [13]

3.2.3.2 Endovaszkuláris műtét

Az endovaszkuláris műtét során egy vékony katétert vezetnek be a combartériába egy kis lágyéki bemetszésen keresztül. A katétert ezen az artérián keresztül vezetik az aneurizmához, hogy a stentgraftot oda beültethessék. A stentgraft szintetikus bevonattal ellátott fémhálóból készül. Az aneurizma elérését követően a stentgraftot a katéter hegyén lévő ballon segítségével kitágítják, majd az aortához rögzítik. A katétert ezután kihúzzák. A vér átfolyik a stenten. Ezáltal kisebb nyomás nehezedik az érfalra, csökkentve az aneurizma megnagyobbodásának vagy megrepedésének kockázatát.



3-4. ábra Endovaszkuláris műtét sztent grafftal [13]

Ez az eljárás általános, helyi érzéstelenítéssel végezhető. A betegek átlagosan 6-8 napig maradnak a kórházban. A teljes felépülés több hétig is eltarthat.

A műtét után a sztentgraftot ellenőrzik, hogy megbizonyosodjanak arról, hogy a megfelelő helyzetben van-e, nem szivárog-e és nem hajlott-e meg. A műtét után élethosszig tartó ellenőrzések javasoltak: az első egy hónap múlva, majd ezt követően 3-6 havonta, a műtétet követő második évtől kezdve pedig 12 havonta. Az ellenőrzések gyakran sugárkezeléssel járnak, mivel a sztentgraft ellenőrzésére komputertomográfiát (CT) alkalmaznak.

Az endovaszkuláris műtét nem mindig lehetséges. Ez az aorta bizonyos jellemzőitől és attól függ, hogy pontosan hol ágazik el a többi ér. Megfelelő sztentgraftnak is rendelkezésre kell állnia. Bár az endovaszkuláris műtét kevésbé invazív, mint a nyílt műtét, hosszú távon nem nyújt jobb túlélési esélyeket. A nyílt műtéthez képest nagyobb valószínűséggel további műtétek és több ellenőrzés is követi. [13]

3.2.4 Betegek

Az aorta aneurizma kialakulásában szerepet játszhat az életkor, a család kórtörténete, az életmódbeli szokások, egészségügyi állapot vagy a nem.

Életkor: Az aorta aneurizma kockázata az kor előre haladtával nő. Leggyakrabban 65 éves kor felett fordul elő.

Családi kórtörténet: A hasi aorta aneurizmában szenvedő emberek közül 10-ből 1-nek a családjában előfordult már ilyen. Kialakulásának esélye 1 az 5-höz azoknál az embereknél, akiknek szülője, testvére, nővére vagy gyermeke érintett ebben az állapotban (elsőfokú rokon).

Életmód: A dohányzás az egyik fő tényező, amely növeli az aorta aneurizma, különösen a hasi aorta aneurizma kockázatát. Sőt, a betegség közben dohányzóknál, a hasi aorta aneurizma gyorsabban növekedhet és nagyobb valószínűséggel repedhet ki. A különböző stimulánsok, mint a kokain, növelik a vérnyomást és az aorta aneurizma kialakulásának kockázatát.

Egészségügyi állapot: A test más részein levő erek aneurizmái, elhízás, magas vérnyomás, veseelégtelenség, egészségtelen koleszterinszint a vérben, szív- és érrendszeri panaszok például érelmeszesedés. Ezek a tényezők mind növelik a hasi aorta aneurizma kialakulásának kockázatát.

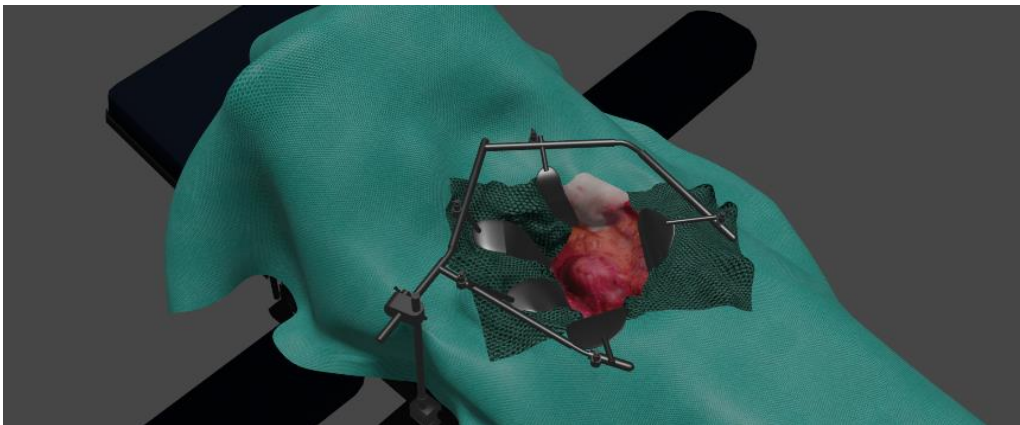
Nem: A férfiaknál nagyobb valószínűséggel alakul ki aorta aneurizma, mint a nőknél. Azonban, egy meglévő aneurizma nagyobb valószínűséggel reped meg kisebb méretben a nőknél, mint a férfiaknál. [14]

3.3 Párhuzamos munkák a YourAnastomosisnál

Fontosnak tartom megemlíteni, hogy Mérges Janka és Fehér Luca (akik szintén a YourAnastomosisnál dolgoznak) 2022 tavaszi TMDK munkája hogyan függ össze az én témámmal. A fő témájuk egészségügyi termékek fejlesztése volt a kiterjesztett valóságban (AR). Munkájuk során virtuális másolatot készítettek műtéti helyzetekről fotogrammeria és 3D szkennelés technológiával. Minden műtéti esethez külön készítenek egy 3D nyomtatott esetspecifikus seb helyzetet, amely 3D szkennelés alapján készül. Ezekbe a 3D nyomtatott modellekbe lehet elhelyezni a szilikon öntéssel készült érimitációkat, amelyeken a műtét gyakorlását el lehet végezni. Mindegyik 3D modellhez tartozik egy QR code, amelyet

telefonos applikáció segítségével beolvassa, megkapjuk a képernyőn az esetspecifikus műtéti helyzetet.

Az egyik műtéti eset, amelyet megmodelleztek és nagy pontosságú látványvilágot szimuláltak, a hasi aorta aneurizma műtéti esete volt, ami összefügg az én témámmal is. Fejlesztésüknek köszönhetően bármikor szimulálni lehet valósághű műtéti eseteket, ezzel hozzájárulva a sebészet modernizálásához, az orvosi oktatás gyakorlatorientáltságára összpontosítva.



3-5. ábra Hasi aorta aneurizma műtéti eset realisztikus ábrázolása [20]

3.4 Versenytársak elemzése

A feladatom során fel kellett mérnem a piacot és versenytársakat keresnem. Az eszközök ár/érték arányára, nyújtott szolgáltatásaira és a piacon való elérhetőségükre kerestem információkat. A termékem komplikált, mivel én nem a kiöntőformát árusítom, hanem az általa készült anatómiailag helyes hasi aorta aneurizma eret. Azonban a kutatásom során kitérek arra is, hogy mennyire elérhetőek a vásárlók számára ezek a moldok, illetve, hogy milyen ér szimulációkat árusítanak.

3.4.1 Emberi szervek szilikon öntőformái

Elsőként egy nagyon egyszerű és minden ember számára elérhető terméket találtam. Az Amazon-on elérhető emberi étkezéshez is megfelelő szilikonból készült emberi szervek formái. A leírásban, mint csokoládé és torta kiöntőforma szerepel. Ez az árucikk nagyon primitív, méretben nagyon kicsi, azaz nem adja vissza a valósághű szervek méreteit és pontos formáit, viszont ára kedvező, 39.99 dollár (körülbelül 16 ezer forint, darabja 2000 forint) a nyolc darabos csomag.

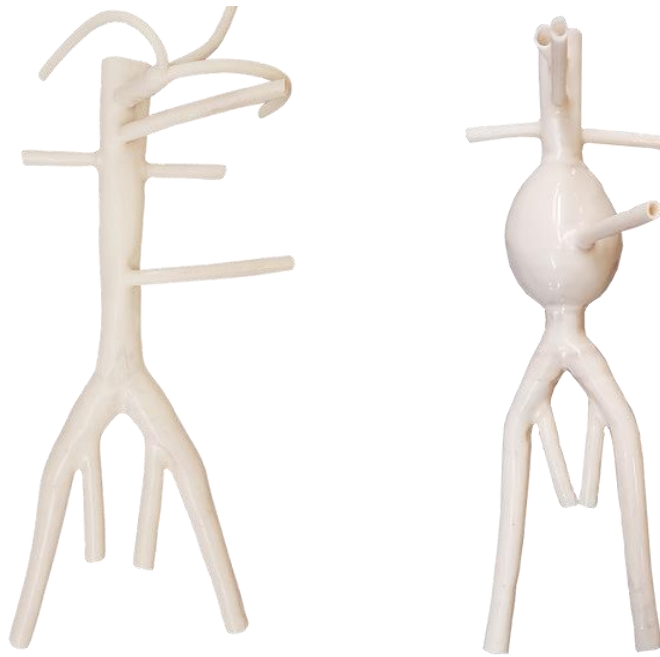


3-6. ábra Emberi szervek szilikon öntőformái [21]

3.4.2 ReSuture

A ReSuture egy olyan vállalat, amelynek célja a sebészeti rezidensek számára rendelkezésre álló képzési eszközök hiányának orvoslása és a betegellátás minőségének javítása. Weboldalukon elérhetőek különböző anatómiailag helyes önálló erek, ezekből kiemelném a hasi aortát, mivel ez megegyezik az én témámmal is. Hasi aortából is kétféle árúsítanak, az egyik aneurizmával a másik anélkül, egészségesen. Tartalmazza a belső és külső csípőartériát, az alsó és felső bélfali artériát, a veseartériát és a cöliákia törzset az ágakkal együtt. A vágás és varrás olyan, mint az élő emberi érszövetnél. A szimulátor tökéletes az aneurizma eltávolításának gyakorlására, valamint más alapvető érsebészeti ismeretekre. [15]

Az ára viszonylag drága 75-150 dollár (30 ezer és 70 ezer forint között), de ár-érték arányban a termék megfelelő, minősége nagyon jó és igazán kiemelkedő, hogy két féle változatban is elérhető.



3-7. ábra Szintetikus hasi aorta – egészséges, és aneurizmával [15]

3.4.3 SimuVasc

Ugyanígy hasi aorta aneurizma modell megtalálható a SimuVasc-nál is. Mindkét cég igazán neves és magas minőségű termékeket árusítanak. A költsége nincs feltüntetve, kizárólag megrendelésre készítenek árajánlattal együtt.



3-8. ábra Szintetikus hasi aorta aneurizma [22]

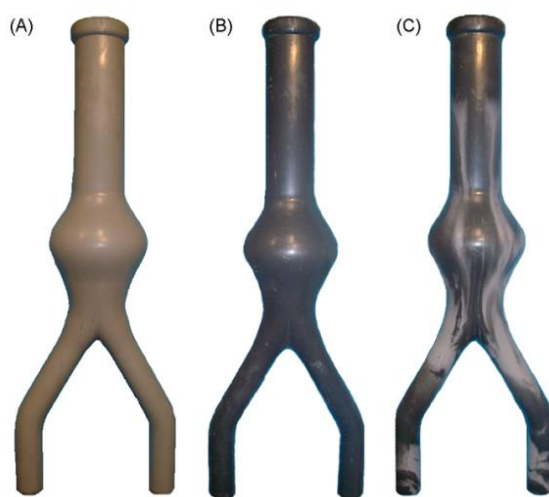
3.4.4 Idealizált hasi aorta aneurizma

Egy tanulmányban idealizált hasi aorta aneurizma modelleket gyártottak az EUROSTAR adatnyilvántartásból származó populációs átlagok alapján. A vizsgálat elsődleges célja az volt, hogy a szilikonok egy skáláját fejlessze ki ismert szín- és anyagjellemzőkkel. A kutatás a falfeszültségek előrejelzésével és végső soron a szakadás előrejelzésével is foglalkozott.

A gyártásnál két alapanyagot használtak, az egyik modellt pedig egy új keverési technikával készítettek, amely egy olyan szilikongumi modellt hozott létre, amely véletlenszerűen hozzárendelt anyagtulajdonságokkal rendelkezik (mivel egy valósághű aorta aneurizmának különböző anyagtulajdonságai lehetnek az aneurizma különböző helyein). [16]

Ezt a tanulmányt azért tartom fontosnak megemlíteni, mert itt a gyártásról olyan információkat közölnek, amit a többi oldalon nem találtam, mert azok valószínűleg személyesen kísérletezett és levédett anyagok.

A szilikon modellek elkészítése elveszett viaszöntéssel történik. Először egy belső viaszmodellt készítenek egy alumínium öntőformában, amelyet ezután egy nagyobb öntőformába helyeznek, amely a viaszmodellt körülvevő egyenletes, 2 mm-es üregből áll. A folyékony szilikongumit ezután ebbe az üregbe fecskendezik, majd kikeményítik. Három modell Sylgard 160, három pedig Sylgard 170 felhasználásával készült, egy modell pedig úgy készítették, hogy véletlenszerűen mindkét Sylgardot befecskendezték a fal üregébe. Ez lehetővé tette, hogy a két szilikon véletlenszerűen keveredjen a befecskendezési folyamat során, így a modell különböző és véletlenszerű anyagtulajdonságokkal rendelkezett. [16]



3-9. ábra Idealizált hasi aorta aneurizma modellek (A) Sylgard 160 modell, (B) Sylgard 170 modell és (C) kevert anyagú aorta aneurizma modell. [16]

3.4.5 A versenytársak elemzésének összefoglalása

Összefoglalva a bemutatott darabok egy része olcsó kivitelezésű és funkcióban teljesen más célt szolgál, a másik része pedig már jóval magasabb szintű és elérhetőségük korlátozott az emberek számára, miközben áruk kifejezetten magas.

Megnézve a konkurenciákat, a termékek egy-egy részben hasonlítanak az általam tervezettre, de egyik sem teljesen ugyanaz. Ez azt jelenti, hogy amit létrehoztam, az egyedi. A versenytársak közül az Amazon-on elérhető szilikon kiöntőforma kiemelkedő volt, mivel mindenki számára elérhető és kedvező árú, de nem kapható artériában, illetve bármi féle más ér kialakításban. Az azt követő két vetélytárs pedig bár anatómiailag realisztikus aortát gyártanak, de jelentősen komplikáltabb és összetettebb modelleket, és ez árban is meglátszódik. Az utóbbi tanulmányban pedig más célból hozták létre az aneurizmát, ezek nem alkalmasak az érvarrás gyakorlására, azonban betekintést kaptunk az erek előállításába.

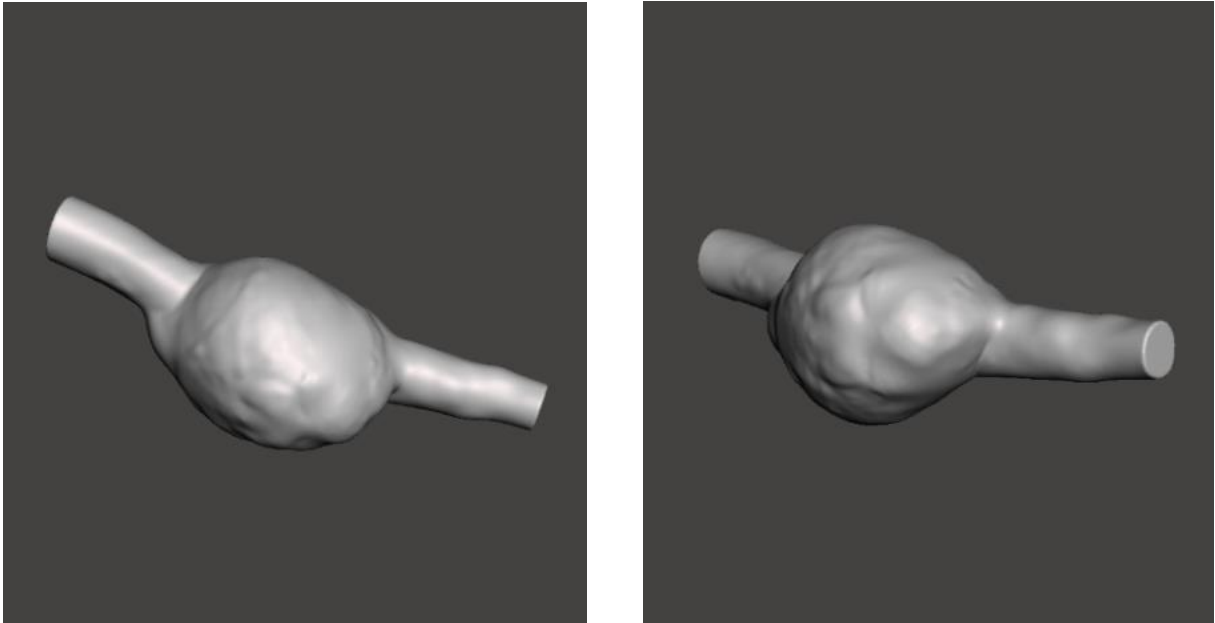
Technológiák szempontjából az utóbbi tanulmányon kívül egyik gyártásáról sem volt részletes leírás, így nehéz összehasonlítani. Azonban napjainkban a technológia fejlődése már lehetővé teszi, hogy szinte bármilyen részletes és bonyolult alkatrészt vagy formát könnyedén le tudjunk gyártani vagy gyártatni. A 3D nyomtatás egyre elterjedtebb és sokkal jobban elérhető mindenki számára, egy folyamatosan növekvő technológiáról van szó. A gépek ára már jóval megengedhetőbb, egyre gazdaságosabb és tervezés szempontjából különösen kedvező a felhasználók számára.

Az anyaghasználat is ismeretlen a korábban említett termékeknél. Azt tudni lehet, hogy szilikonból készültek, de pontosabb megfogalmazást sehol sem tüntetnek fel az utolsó tanulmányon kívül, hogy az milyen anyag is valójában. Ezek az adatok valószínűleg azért nem olyan publikusak, mert az adott cég által személyesen kikísérletezett és esetleg levédetett alapanyagok. Ezek az információk néha megvásárolhatók, de ez nem gyakori eset. Ha könnyen meg tudnák szerezni az emberek ezeket az anyagkombinációkat, akkor sokkal nagyobb esélye lenne annak, hogy esetlegesen lemásolnák ezeket a termékeket.

4 Gyakorlati megvalósítás

4.1 Előmunkák

Én már készen, elektronikus formában kaptam meg ezt a 3D fájlt a hasi aorta aneurysmáról, amivel a későbbiekben további munkákat kíséreltem meg.



4-1. ábra A már készen megkapott fájl Meshmixerben

A fájl keletkezése az értágulatról: először MRI és hasi aorta aneurizma műtétnél 3D szkennelről készült adatokból keletkezett egy esetspecifikus DICOM-fájl. Ezután a DICOM képeket szegmentálni kellett STL formátumba, amelyeken az elsődleges feldolgozást, az aneurizma területének beállítását és letisztítását el lehet végezni. A szegmentálás a 3D Slicer nevű nyílt forráskódú szoftverrel történt. A további finomítások az eren pedig a Meshmixer nevű programmal készült.

4.2 A tervezés menete

Ebben a fejezetben részletesen kifejtem, hogy milyen módszerekkel próbálkoztam a hasi aorta aneurizma öntőformájának megtervezésében, majd mindegyik verziót leteszteltem szilikon öntéssel és kiértékelem, hogy még milyen változtatások szükségesek a modell tökéletesítésére.

A tervezésnél el kellett gondolkoznom azon, hogy a végső elkészült ér hogyan legyen ugyanolyan üreges, mint az igazi, ne pedig olyan, mint a kiinduló képeken is, tömör kialakítású. A kitűzött cél elérése érdekében nem elegendő egy pár kiöntőforma, hanem szükséges hozzá egy belső forma, egy mag tervezése is. Ezen a ponton elindulva, alapként a Meshmixerben átalakított eret vettem.

Először szükséges volt a modell hálóját (wireframe) kijavítanom. A Meshmixer nevű program kiváló az ilyen feladatok elvégzésére. A szoftveren belül, elérhető a „Make Solid” parancs, amellyel a test térhálóját tudtam sűríteni, így sokkal részletesebb, szilárd térbeli alakzatot kaptam. A tervezés elejénél fontos volt az eret olyan pozícióba hozni, amellyel nyomtatáskor anyagot és időt is spórolhatok.

Következő lépésnek meg kellett vastagítanom a modellt, ugyanis az a 3D fájl, amit kaptam, az csak érfal belső felületének a modellje. A valóságban az érfal vastagsága 1,5 mm (az egészséges részeknél) és 1 mm (a duzzanatnál, kórós értágulatnál). Mivel nagyon organikus és szabálytalan az ér formája, ezért a legtöbb 3D modellező programban nem tudta megvastagítani a formát, végül a Blender nevű programban sikerült ezt megcsinálnom.

A további munkákat a Rhinoceros nevű 3D modellező programban folytattam. Először az érnek a külső és a belső falát próbáltam úgy elhelyezni, hogy egymásba illeszkedjenek és megmaradjon a tervezett 1-1,5 mm távolság. Ezt az Orient parancs segítségével csináltam meg. Mivel a belső felület kicsit nagyobb volt, és túllógott a másikon, ezért a nagyobb felület végeiből levágtam annyit, hogy pont egy síkba essenek az érvégek.

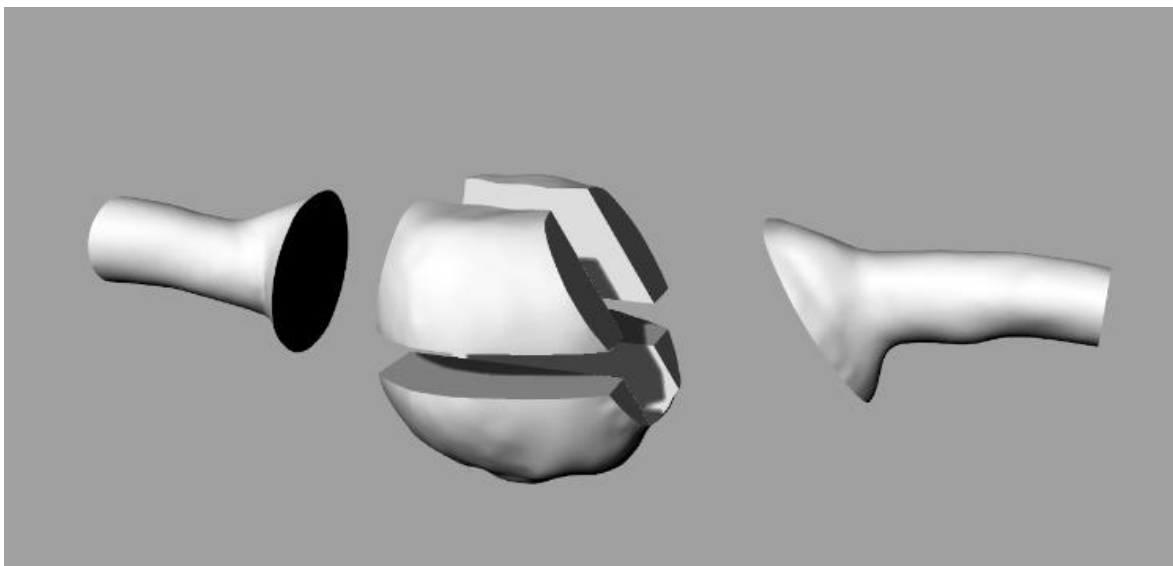
A belső forma, azaz a mag kialakításánál ki kellett találni, hogyan lehetne majd kivenni a dermedt szilikonból úgy, hogy a szilikon ne szakadjon el. Mivel középen van a duzzanat, ezért csak a mag felbontásával lehet azt kiszedni a szilikonból. Erre két megoldási lehetőséget találtam: Az egyik megoldásnál a magot olyan anyagból kell létrehozni, amelyet a szilikon dermedését követően fel lehet oldani, például a 3D nyomtatásnál vannak vízben oldódó filamentek, amivel ezt meg lehet valósítani. Így a belső formát csak ki kell oldani a szilikonból, és meg is kapjuk az üreges szilikon eret. Ennek a módszernek azonban az a hátránya, hogy minden egyes szilikon öntésnél új magot kell legyártani, és mivel a magot a vízben ki kell oldani, így nem lehet újra felhasználni őket.

A másik megoldás lényege azon alapszik, hogy a belső formát, a magot több részre kell felbontani, és valamilyen oldható kötővel egymáshoz rögzíteni a mag szétbontott részeit. Erre azért van szükség, mert a szilikon kenésnél a darabok egymáshoz vannak rögzítve, így

megkapjuk a kívánt formát, a dermedés után pedig mivel szét lehet bontani a magot, ezért darabonként ki lehet azt szedni a szilikon érből. Ennek a módszernek hátránya lehet, hogy a darabok illesztésénél, az apró 3D nyomtatási pontatlanságok befolyásolhatják az érfal vastagságát, illetve szintén az illesztésénél a szilikon kenés közben befolyhat a darabok közé a szilikon.

Hosszú távra gondolkodva érdemes a második verziót tovább vinni, mert akár a sorozatgyártásnál időt és pénzt spórolva nem kellene mindegyik ér készítésénél új magot nyomtatni. A cél, hogy újra lehessen használni moldokat, ezért a felbontásos módszerrel terveztem tovább.

Úgy bontottam szét a formát, hogy először levágtam az érvégeket, majd a duzzanat részét 2 síkban vágtam el, így összesen 6db alkatrész keletkezett.



4-2. ábra Belső forma 6 részre bontva

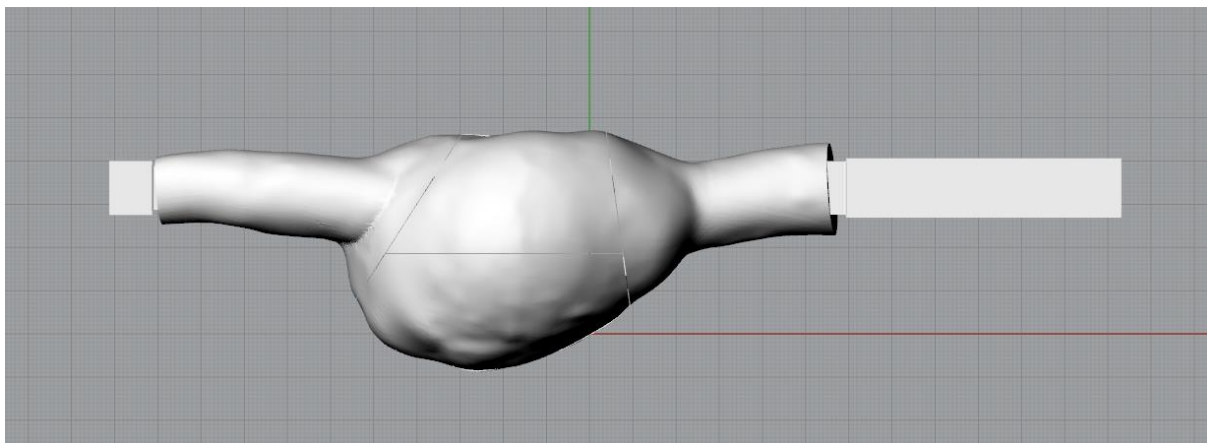
Ezeket az alkatrészeket valahogyan össze kell kapcsolni úgy, hogy a szilikon kenés, majd dermedés után könnyen szét lehessen bontani. Erre egy mágneses megoldást választottam, mert így könnyen szétbontható a belső forma, könnyű összeilleszteni az alkatrészeket és stabilan is kapcsolódnak. Ehhez neodímium mágneseket választottam.

A neodímium mágnes kiváló mágneses tulajdonságokkal rendelkezik, és széles körben használják elektronikában, elektromos gépekben, orvosi berendezésekben, játékokban, csomagolásban, hardvergépekben, repülőgépiparban és sok más területeken. Egyik nagy előnye, hogy mivel nagyon erősek, ez lehetővé teszi, hogy egy kisebb neodímium mágnest ugyanarra a célra használjuk, mint egy nagyobb, más típusú mágnes esetében. Ez bizonyos

berendezéseknél a teljes költség csökkentését eredményezheti, mivel a berendezés teljes mérete is csökken. [17]

Mivel a kis átmérőjű neodímium mágnesek is nagyon erősek, ezért biztosan össze tudom kapcsolni velük az alkatrészeket. Az alkatrészeken furatokat alakítottam ki, amelyekbe majd bele lehet illeszteni a mágnest. Az érvéges alkatrészekre pedig raktam egy csatlakozó formát, a duzzanatos alkatrészekre pedig ennek a negatívját, ezáltal lekötöttem a maradék szabadságfokokat, amit a mágneses csatlakozások nem tudnak lekötni. Így semmilyen irányban sem tudnak elfordulni az alkatrészek.

A modell még így sem volt végleges, ugyanis a külső formában történő rögzítése nem volt biztosított, akár el is mozdulhatott, vagy csúszhatott volna a szilikon kenés közben. Érdekes volt ezt mindenképpen valamilyen szögletes téglatest formával megoldani, ami a hengerrel ellentétben sokkal konzisztensebb pozíciót nyújt. Előre gondolkozva, ha meghosszabbítom az egyik oldalon a rögzítést biztosító téglatestet, az sokkal könnyebb használhatóságot biztosít, a belső aorta egyszerűen eltávolítható, kivehető lesz a külső formából.



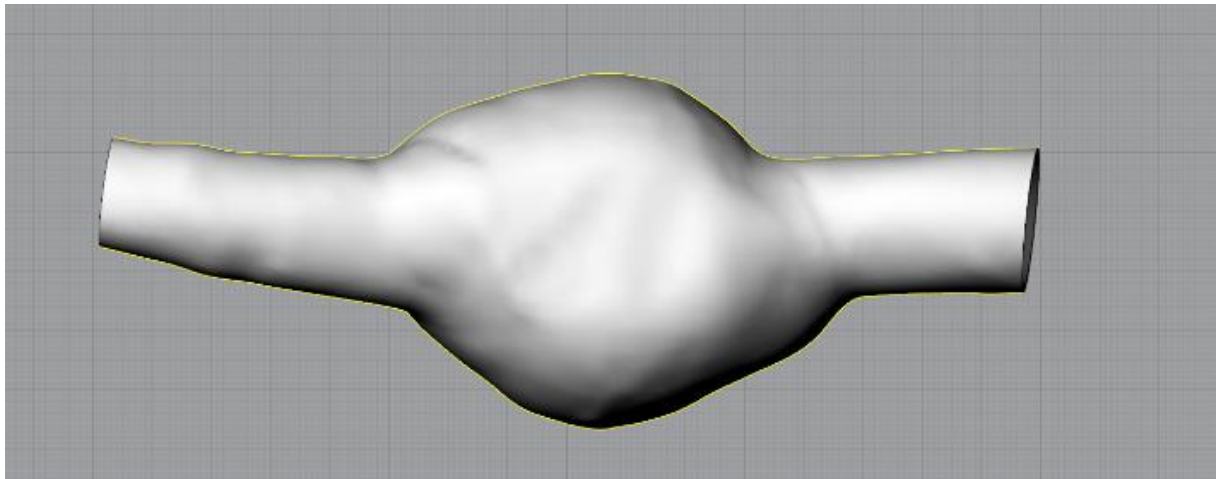
4-3. ábra Végleges belső forma

A belső forma megtervezése után következett a külső forma tervezése. A kialakításánál először megalkottam a befoglaló formát. Egy 200x85x70-es téglatestből indultam ki.

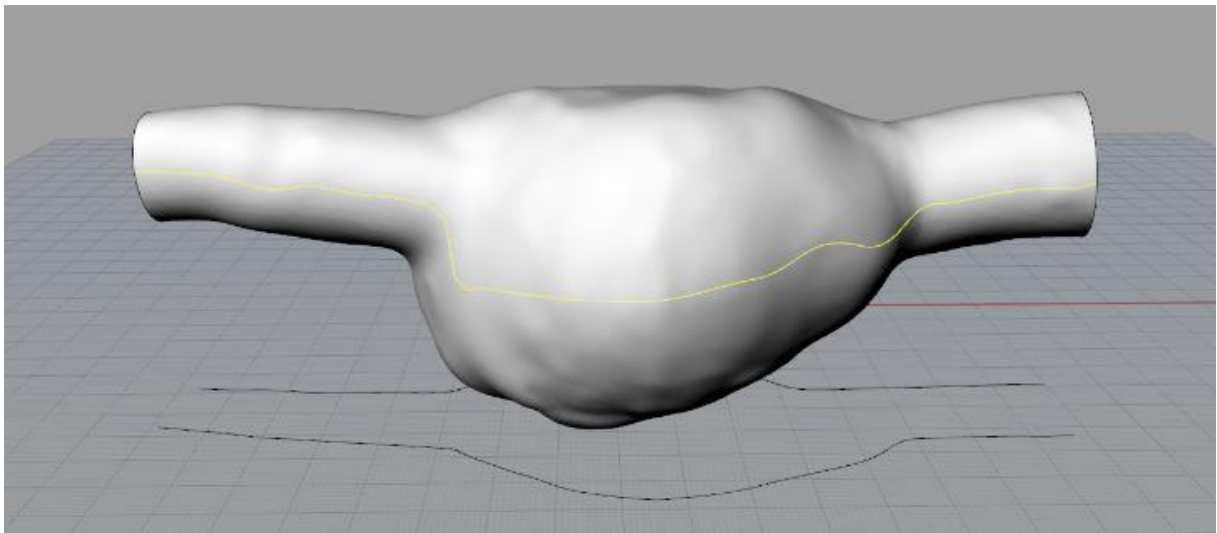
A következő lépcső az volt, hogy kitaláljam, hogy milyen sík mentén kell elmetezni a téglatestet, ahhoz, hogy az eret megfelelően ki lehessen venni a moldból. Mivel az ér felülete nem egy szabályos forgástest, hanem szabálytalan, ezért nem tudom a külső moldot egy síkkal elmetzeni, mert a szabálytalan érnek különböző magasságokban vannak a legszélesebb pontjai, és így nem tudnám kivenni a magot a külső formából. Ezért

megkerestem az ér középvonalaait, majd egy felületet alkottam belőle így az ér mindenhol középen van elmetaszve, és könnyen ki lehet szedni a külső mold mindkét részéből.

Az ér a középvonalaainak a megszerkesztése: felülnézetből levetítettem egy síkra az érnek a legszélesebb pontjait, így megkaptam az ér „sziluettjét” felülnézetből. Ezután felvetítettem a térbeli érre a kapott sziluett vonalakat.

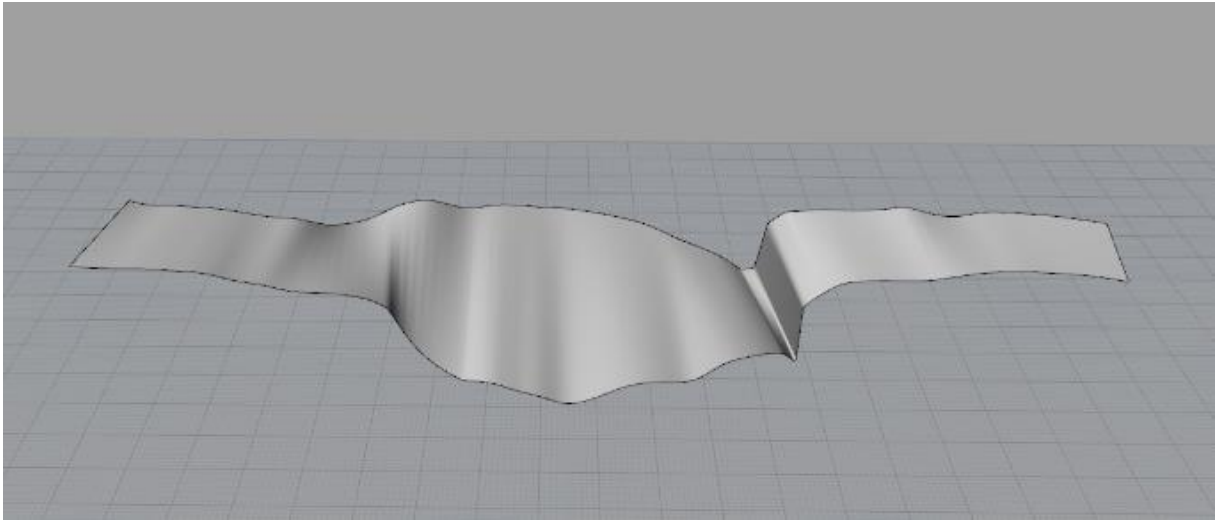


4-4. ábra Az ér sziluettje felülnézetből



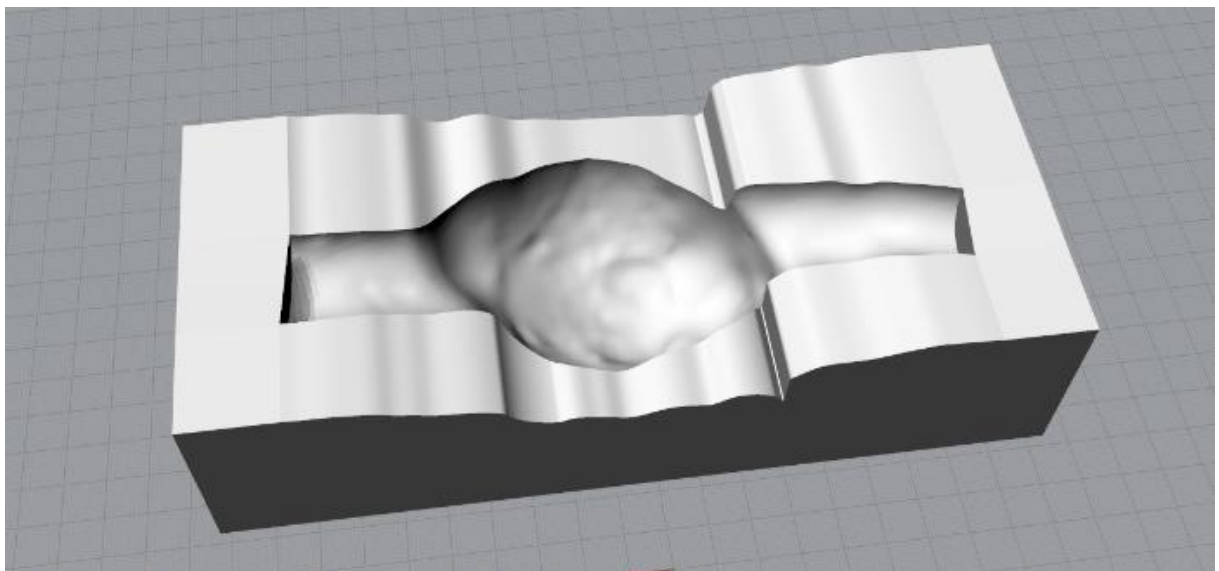
4-5. ábra A sziluett vonalak felvetítve az érre

Következő lépésként a felvetített középvonalak segítségével megcsináltam a metszőfelületet a „Sweep two rails” paranccsal.



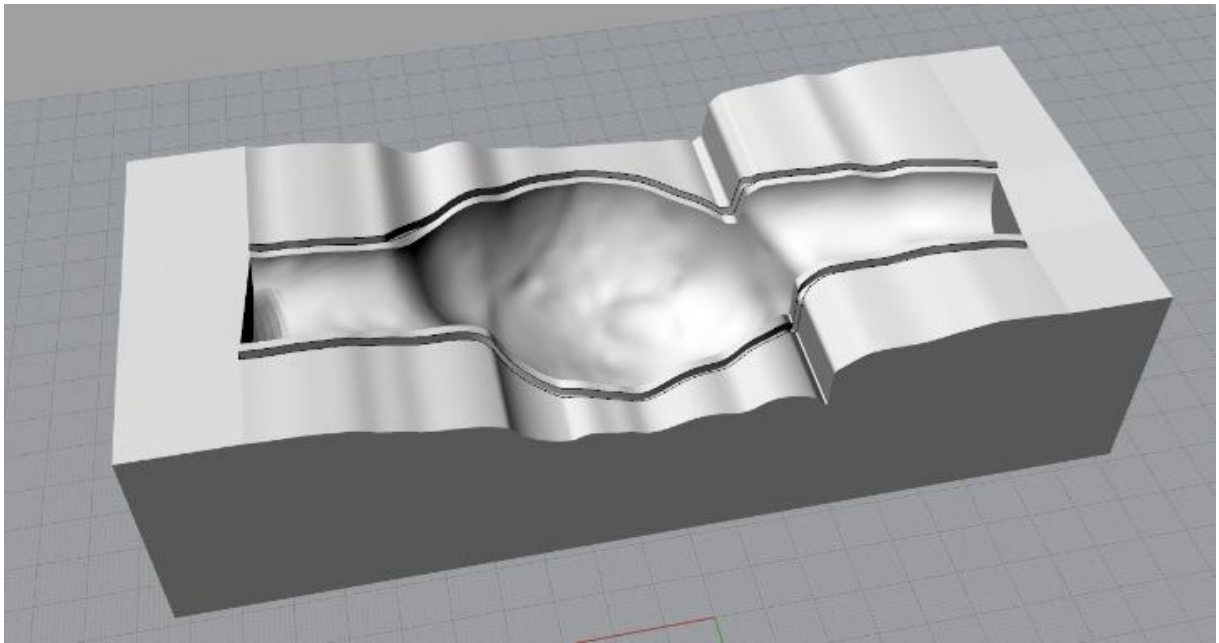
4-6. ábra Felület a középvonalakból

Ezt követően a befoglaló formát, a 200x85x70-es téglatestet, elmetsettem a középvonalakból keletkezett felülettel, majd kivágtam belőle az érfal külső felületét, hogy megkapjam az ér negatívját.



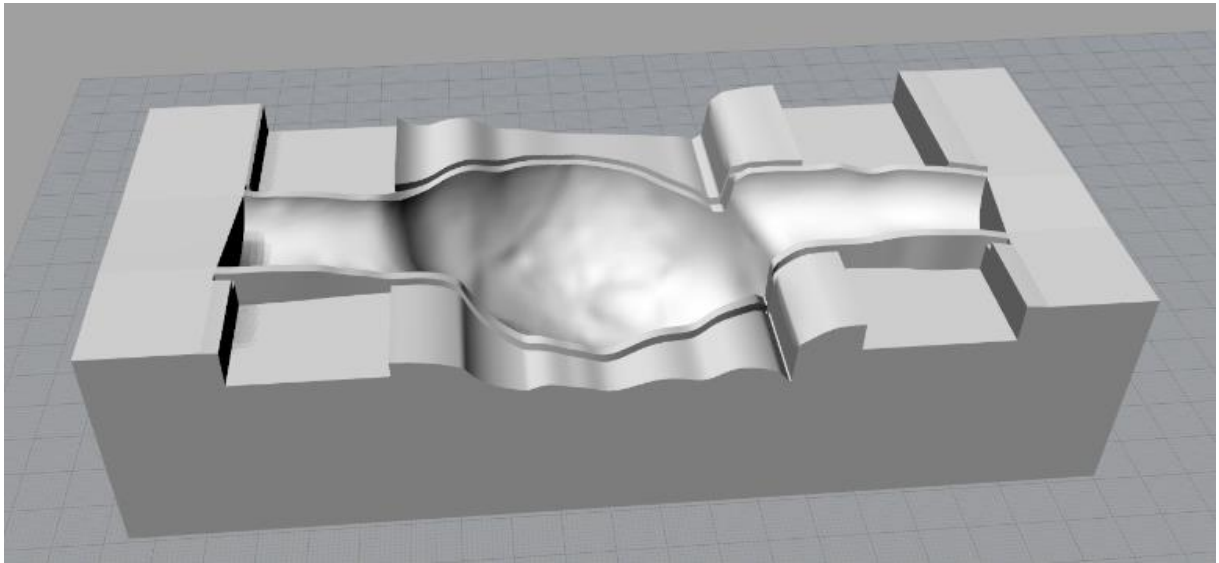
4-7. ábra Az ér negatívja a befoglaló forma egyik felében, ami középvonalakból keletkezett felülettel lett elmetszve

Következő lépés a csatornák kialakítása volt. Mivel a forma két részből tevődik össze, a szilikon öntést követően látszódhat az aortán az illesztés felülete egy vonalban. A felesleges anyagot gondosan el kell távolítani manuálisan segédeszközzel, de ez sokkal több időt vehet igénybe, és több hibalehetőség léphet fel ennek levágásakor, például könnyedén a jó felületbe metszhetünk. Az ilyen esetek elkerülése érdekében indokolt egy „csatorna” kialakítása, amelyet két milliméter szélesre és szintén két milliméter mélyre terveztem. Ennek előnye, hogy a szilikon dermedését követően, miután ki van bontva a forma, az ér felesleges részei kézzel is letéphetők róla.



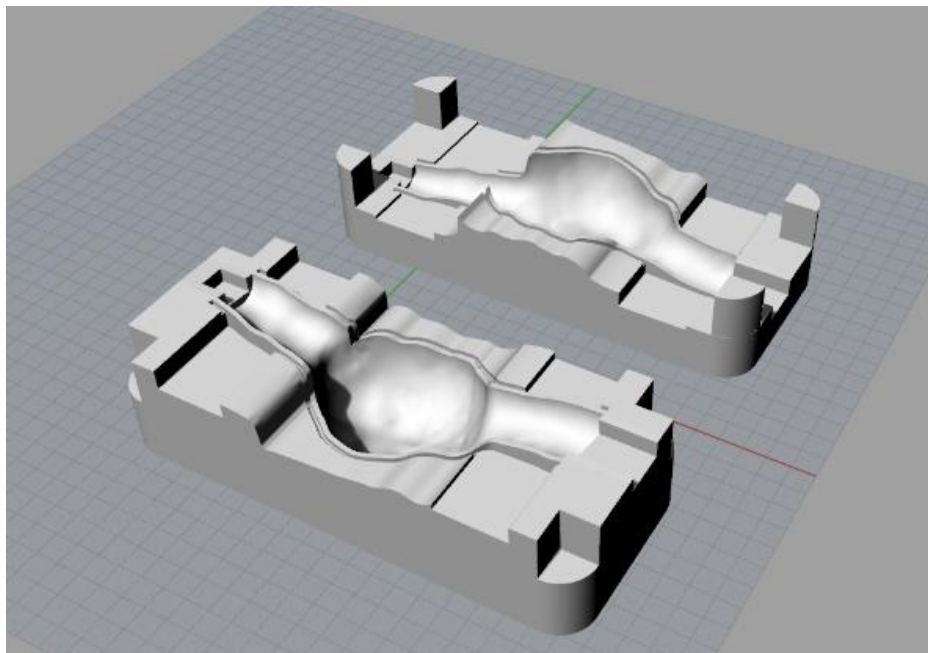
4-8. ábra A csatornák kialakítása

Ezután létfontosságú volt olyan rések, hasadékok tervezése a mold oldalára, hogy a szilikon dermedését követően könnyen szétszedhető legyen. Mindegyiket egységesen méreteztem, három centiméter szélesre és fél centiméter magasra, ami összesen egy centiméter magas, ha össze van illesztve a két forma. Többször teszteltem is, hogy komfortos-e és ezekkel a méretekkel elégedett is voltam. Hosszúsága mindegyik hézagnak eltérő, a „csatornák” faláig vannak kihúzva.



4-9. ábra Külső mold résekkel

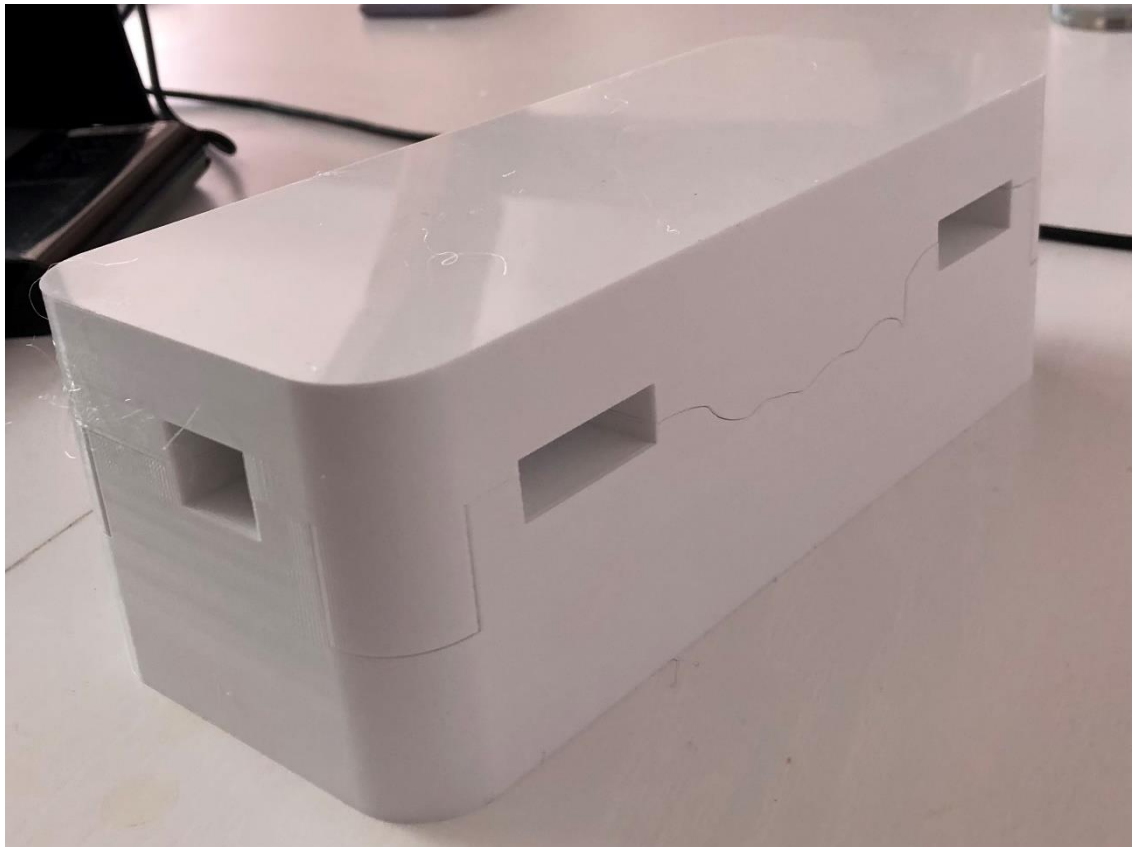
Következő lépésnek belevágtam a külső formákba a szögletes téglatest formákat, amik a belső forma rögzítésére szolgálnak. Utolsó lépésnek pedig lekerekítést adtam a szélekre, majd a lekerekített sarkokat kiegészítettem néhány elemmel, hogy a két test egymásba tudjon illeszkedni. Ehhez az egyik félre kitüremkedést tettem, a másikkra pedig ennek a negatívját:



4-10. ábra Végleges külső forma

4.3 A modell 3D nyomtatása

Az általam tervezett 3D modellek a számítógépen tökéletesen illeszkednek egymáshoz, ez azonban nem jelenti azt, hogy az kinyomtatva is száz százalékosan pontos lesz. A mozgásra képes vagy bepattanó kötéssel rendelkező tárgyak nyomtatása előtt nem szabad megfeledezni a tűrésről. A gyártásban nem létezik névleges méret, tűrés mindenhol van, azonban a 3D nyomtatásban ez drasztikusabb mértékben van jelen. A tűrés beállítása a tervezési folyamat során elengedhetetlen a 3D-s nyomtatott alkatrészek pontosságához. Ha nem megfelelő ez a résméret akkor a nyomtatott tárgy nem lesz képes a mozgásra, illetve nem fog tudni egymásba illeszkedni. A tűrés megválasztásánál figyelembe tartottam az FDM 3D nyomtató adottságait, és ennek megfelelően adtam meg 0.2 milliméter résméretet a szükséges felületeknek.



4-11. ábra 3D nyomtatott külső forma egymásba fordítva



4-12. ábra 3D nyomtatott külső forma részei



4-13. ábra A külső formába belehelyezett belső forma (mag)

4.3.1 Anyaghasználat

Minden alkatrész 3D nyomtatással készült, azon belül FDM-gyártástechnológiával. Ennek az eljárásnak a legfőbb előnye a gyorsasága, továbbá alacsonyabb beszerzési költségek jellemzik, mint az SLS nyomtatókat, és alacsonyak a nyomtatási és fenntartási költségei. Ezen felül különböző szálak, filamentek használhatók az eljárással, mint például PLA, PETG, ABS, nejlonszál stb.

PLA filament a legnépszerűbb nyomtatási anyag az FDM 3D nyomtatás területén. Könnyen nyomtatható és alacsonyabb nyomtatási hőmérsékletet igényel, mint a társai, emellett nem vetemedik meg az anyag olyan könnyen. Nyomtatás során nem keletkezik kellemetlen szag, mint az SLS nyomtatásnál és a nyomtatáshoz nincs szükség fűtött tárgyasztalra. Elérhető különböző színben és vastagságban. Döntésem azért is esett a PLA szálra, mert ára a legkedvezőbb volt mind közül, és környezetvédelmi szempontból is a legoptimálisabb választás. Pontosan a választott anyagom a Fillamentum márka PLA Extrafill a Traffic White színben. A nyomtatószál számos különböző színben elérhető, de számomra a kinyomtatott kiöntőforma megjelenése, nem fontos, ezért a legolcsóbbat választottam, ami az egyszerű fehér színű, mindössze 10 541 Ft-ért. A rendelkezésemre álló Ultimaker S5 nyomtató fejéhez 2,85 milliméteres átmérőjű szál szükséges és a filament elérhető 750 grammos és 2500 grammos kiserelésben, de nekem bőven elegendő a kisebb pak is. Az anyag könnyen kezelhető és kiváló nyomtatási minőség jellemzi, jól tapadnak a rétegek.

A 3D nyomtatáshoz szükségszerű valamilyen oldható támasztóanyag. Leggyakrabban használt a polivinil-alkohol (PVA) vízben oldódó Filament. Raktározása nem mindegy, mint a korábban említett PLA-nál, az anyag higroszkópos, ezért száraz helyen tárolandó. Az Ultimaker PVA filamentjét használom, mint alátámasztó „support” anyag, ami szabadságot és kényelmet kínál bonyolult modellgeometriák tervezéséhez, amelyek alátámasztást igényelnek. Használatával simább felületrészek érhetők el és függetlenül lehet tájolni a modellt a nyomtatólapon. Veszélyes melléktermékek nélkül, 100%-ban biológiailag lebomló anyag. 350 és 750 grammos kiserelésben elérhetőek, áruk jóval magasabb a PLA-nál, a kisebb 25 ezer, a nagyobb majdnem 50 ezer forintba kerül.

4.4 A nyomtatott formák tesztelése

A kinyomtatott formákat már csak tesztelni kellett. Kétkomponensű szilikonnal, a Rebound 25, kenhető szilikongumival végeztem a tesztelést. Egy-egy arányban kellett összekeverni

az A és B komponensű anyagot. Körülbelül 45-45 gramm szilikont használtam fel. Alaposan összekevertem a komponenseket, és készen is állt a moldok megkenésére.

Úgy kezdtem hozzá az ér gyártásának, hogy először csak az egyik forma felébe kentem anyagot, épp annyit, hogy az kitöltsen az ér medencéjét, gödrét. Majd a belső formát beleillesztettem, kinyomva a fölösleges anyagot. Ezt követően a másik modellt is megkentem. A végén összeraktam a két felet és szorító csipeszekkel rögzítettem. A fölösleges anyag a mold oldalán kifolyik, de megdermedve könnyedén leszedhető, eltávolítható.

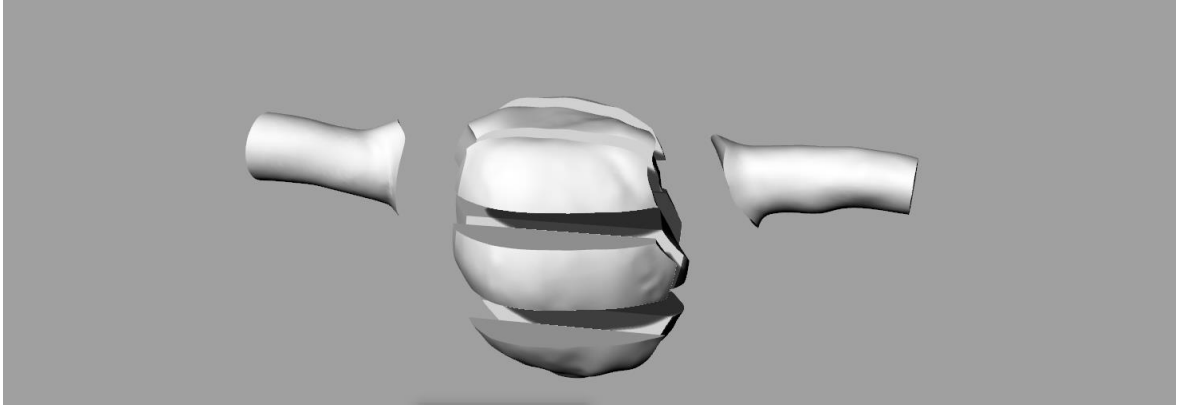
Ugyan a külső formákon a sarokillesztés egyben tartja a modellt, de biztosabb tartást kap szorító eszközökkel. A szilikon dermedési ideje hat óra, ez idő alatt állítva, az felfelé fordítva tárolom. Amikor megszáradt az anyag, egy kisméretű lapos segédeszközzel szétnyitom a moldot és könnyedén egy mozdulattal leszedem róluk a nem szükséges részeket.



4-14. ábra Megdermedt szilikon a moldban

A teszt sikertelen volt, mert ahogy próbáltam kiszedni a magot külső moldból, elszakadt a szilikon. Két problémát fedezem fel a tesztelés során. Az egyik, a mag kibillentésénél a külső moldból, az erő hatására elenged a mágneses rögzítés, és ezért nem lehet megfelelően kivenni a formát. A másik probléma, hogy a mag túl nagy darabokra lett szétbontva, és nem lehet őket kiszedni a szilikonból, úgy hogy az ne sérüljön.

A modell többi kialakítása megfelelt az elvárásoknak, de a magot át kellett terveznem a jó eredmény érdekében. Ezért, a kibillentés segítésére egy 5mm átmérőjű furatot alakítottam ki a mag teljes hosszán, amibe egy hosszú fémپálcát be tudok helyezni, ezzel megoldva az egyik problémát. A magot pedig úgy terveztem át, hogy nem két, hanem négy sík mentén vágtam el a duzzanat részét. Így 11db rész keletkezett a magból az érvégekkel együtt.



4-15. ábra Belső forma 11 részre bontva

Az új belső forma 3D nyomtatása után újabb tesztet csináltam, ami ezúttal sikeres volt. A fémپálcá segítségével ki tudtam billenteni a formát, és a kisebb mag részeknél pedig óvatosan szétbontottam a mágneses kötést, és egyesével ki tudtam szedni a darabjait.



4-16. ábra Végleges forma



4-17. ábra Az elkészült hasi aorta aneurizma szilikonból

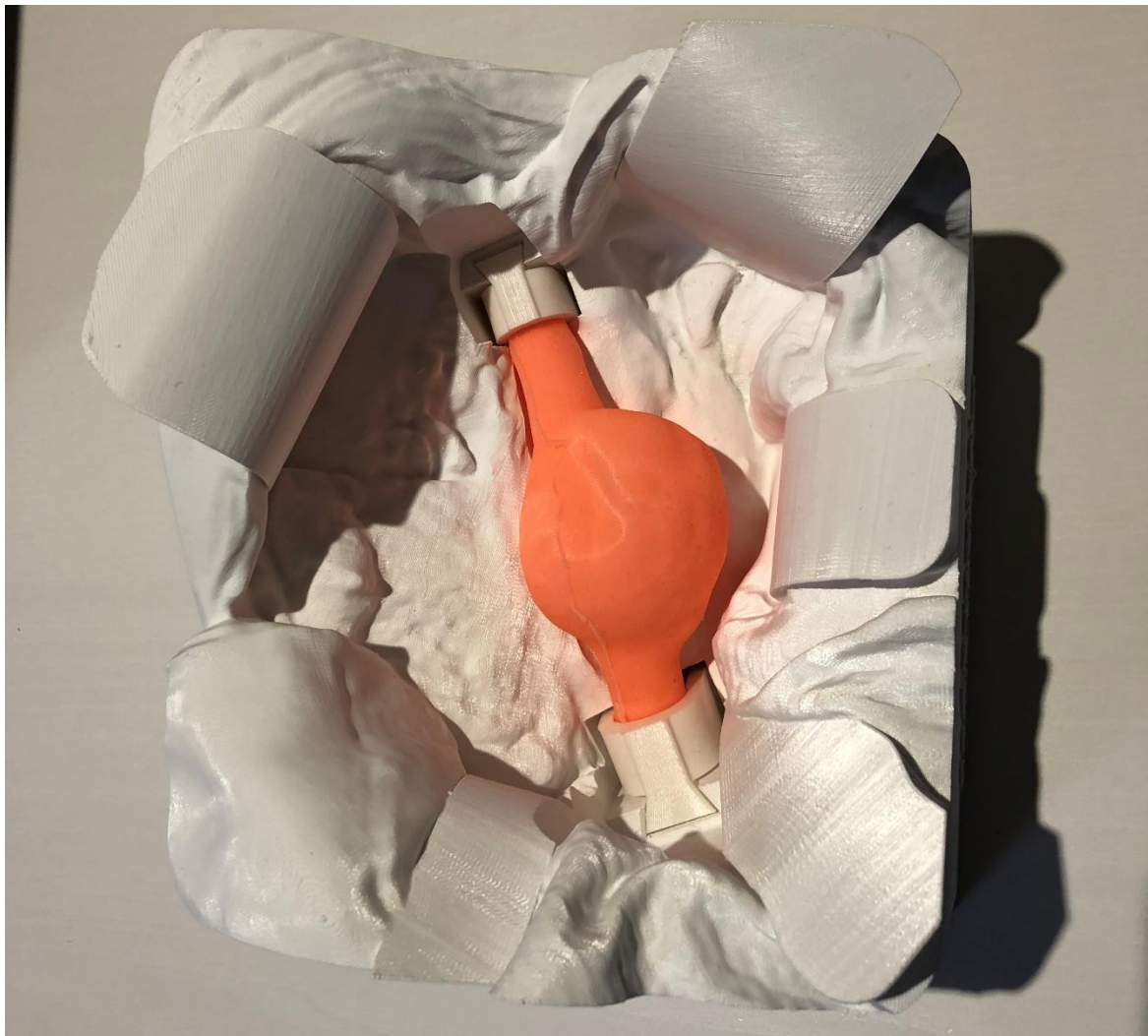
Kísérletképpen készítettem egy másik magot, amelyet TPU rugalmas anyagból nyomtattam ki. Ez a mag üreges, 3 mm falvastagsággal, és mivel rugalmas anyagból van ezért összenyomható.



4-18. ábra Üreges mag rugalmas anyagból

A tesztelése előtt először meg kellett tisztítanom a felületét, mert, ahogy a 4-15. ábrán is látható nagyon csomós és szálas lett a nyomtatott darab a rugalmas anyag miatt. A szilikon dermedése után viszont nagyon könnyen kivehető volt a külső formából, mivel nem volt darabokra bontva a mag. A szilikonból is sikerült kiszedni, azonban ezt nagyon nehezen sikerült kivitelezni és nagyon időigényes is volt. A belső érfal felülete pedig nem volt teljesen egyenletes a rugalmas anyag nyomtatási pontatlansága miatt. Összességében tehát a második verzió bizonyult a legjobbnak.

Utolsó lépésként kipróbáltam a YourAnastomosis cég hasi aorta aneurizma szimulátor modelljébe helyezve a kész, anatómiailag és haptikusan helyes eret. A kapott eredmény tökéletesen működőképes és nagyszerű gyakorlási lehetőséget és hatékony tanulási módszert is kínál.

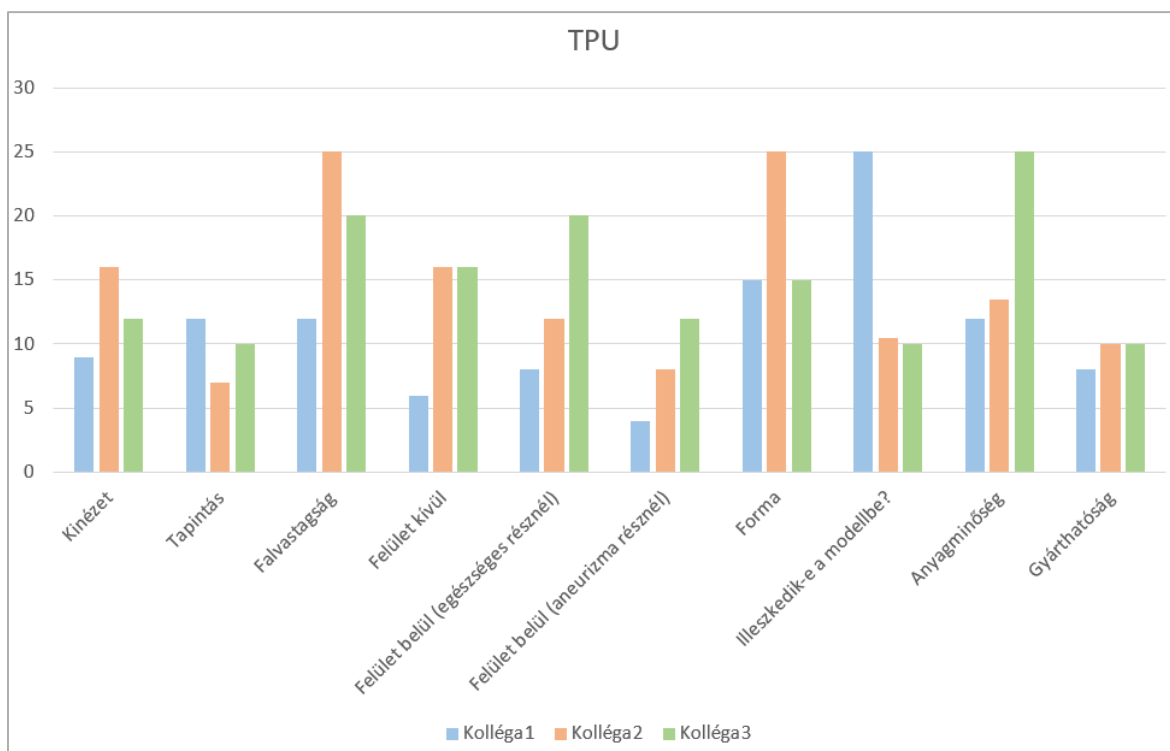


4-19. ábra Kiöntött aorta aneurizma a YourAnastomosis - AAA szimulátor modelljében

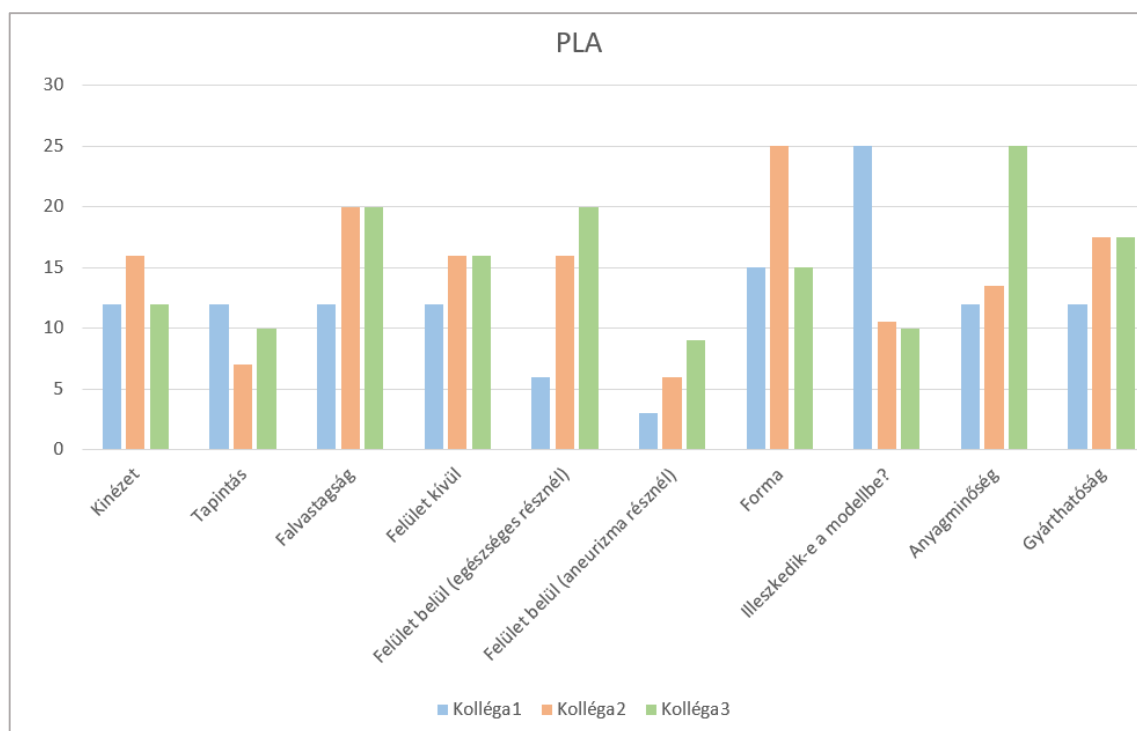
5 Eredmények

Ebben fejezetben összegzem a tesztek eredményeit. Háromféle tesztelést végeztem: Az első, amikor a magot 6 részre bontottam, a második, amikor a magot 11 részre bontottam és a harmadik, amikor üreges magot terveztem rugalmas anyagból. A külső forma mindhárom tesztelésnél ugyanolyan kialakítású volt.

Az első teszt mivel sikertelen volt, és elszakadt a szilikon, ezért nem lehet kiértékelni. Az értékelést tehát a TPU rugalmas molddal készült szilikonra érrel, illetve a PLA anyagból, mágneses megoldással készült érrel készítettem. A cégnél, megkértem a hozzáértő szakembereket, hogy elemezzék a kapott eredményeket az általam készített értékelő táblázat alapján. A táblázatban különböző szempontokat tüntettem fel (például anyagminőség, falvastagság, felület minősége stb.) és a szempontok fontosságának pontozással (1- nem fontos, 5- nagyon fontos) való értékelése után, minősíteni kellett, hogy az adott tulajdonság mennyire felel meg (1- nem jó, 5- nagyon jó) az adott érimitációnál. A kapott eredmények elemzését úgy végeztem el, hogy először megszoroztam a fontossági pontszámokat a tulajdonságok pontszámával, és az így kapott értékeket összehasonlítva az alábbi eredményeket kaptam.



5-1. ábra TPU teszt értékeléseinek összehasonlítása

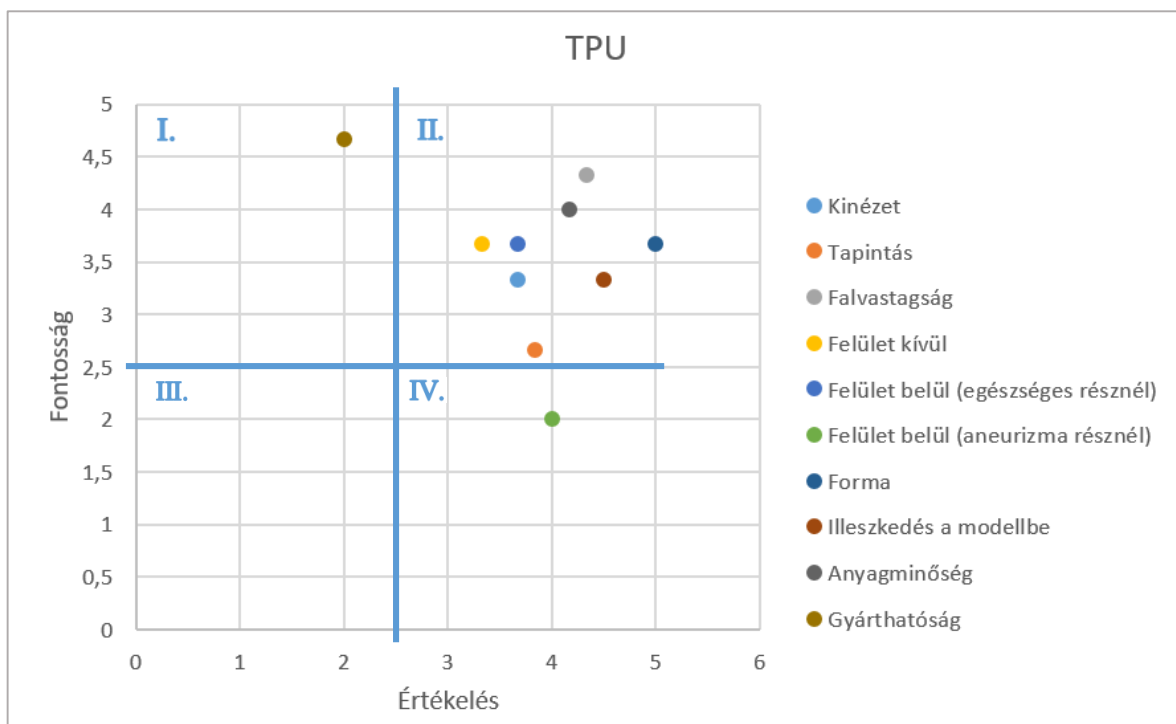


5-2. ábra PLA teszt értékeléseinek összehasonlítása

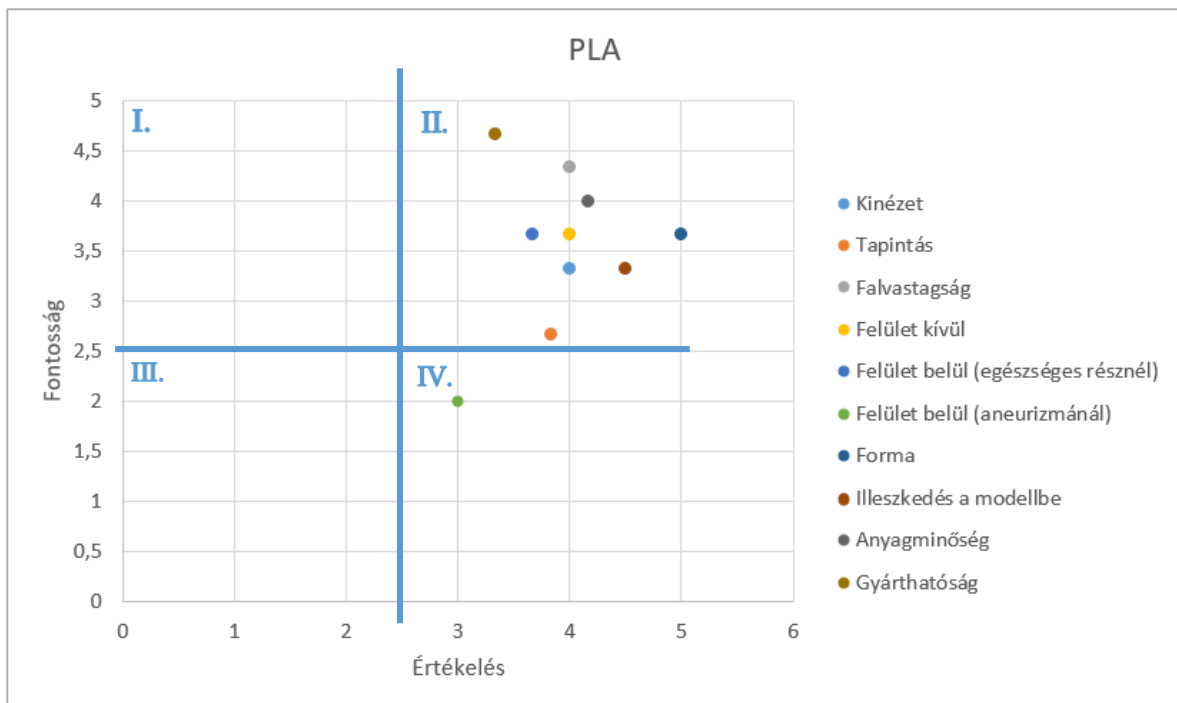
A diagramokból leolvasható, hogy mindkét esetben az aneurizma rész belső felülete kapta a legrosszabb pontszámot. A TPU esetében ez azért van, mert csomós lett a belső mold a rugalmas anyag miatt. A PLA-nál pedig részekre bontott mag illesztéseinek az apró részek közé befolyt a szilikon.

A gyárthatóságnál már látványosabb különbség van a két módszer között. A TPU belső moldot nagyon nehezen lehetett kivenni a szilikonból ezért kapott alacsony pontszámokat.

Egy másik elemzést is készítettem, amely a pontozások átlagain alapszik. Itt a tulajdonságokat vizsgáltam meg, ahol a fontossági pontok átlagát a tulajdonságok megfelelési pontjai átlagának függvényében ábrázoltam. Az eredményt felosztottam négy tartományra, ezzel a következő négy kategóriát kapva: fontos tulajdonság-de rossz eredmény, fontos tulajdonság-és jó eredmény, nem annyira fontos tulajdonság-és rossz eredmény, nem annyira fontos tulajdonság-de jó eredmény. Ezen tartományok segítségével hasonlítottam össze a TPU és PLA megoldással készült értékelést, amit az alábbi ábrákon szemléltetek.



5-3. ábra TPU teszt értékelése átlagok alapján



5-4. ábra PLA teszt értékelése átlagok alapján

Az grafikonokon látható, hogy mind a TPU, mind a PLA verzió legtöbb jellemzője a II. kategóriába, azaz a fontos tulajdonság-és jó eredmény tartományba esik. Ez azt jelenti, hogy összeségében sikeres volt a kísérlet, és követelményeknek megfelelő érimitációt kaptunk.

A TPU esetében két jellemző is kiesik a második tartományból, a PLA esetében csak egy, de látható, hogy ez a jellemző, vagyis az aneurizma belső felülete nem olyan fontos tényező a varrás gyakorlásánál.

Összevetve a kapott eredményeket, diagrammokat és grafikonokat egyértelmű, hogy a PLA anyagból, mágneses megoldással készült verzió a jobb.

6 Fejlesztési lehetőségek

Egy terméket mindig lehet fejleszteni. Fejlesztési lehetőségnek felmerült, hogy a moldot (mind a külső és belső formát) másik 3D nyomtatási technológiával legyártani. Az SLA nyomtatóval kis alkatrészeknél is nagyon nagy pontosságot lehet elérni. Az én esetemben ez azért lenne jelentős, mert a mag sok részből áll, ezért fontos hogy minél pontosabban illeszkedjenek a darabok. Másrészt az FDM, mint additív technológiás nyomtató esetében látszódnak az apró polimerszálok, ami a szilikon eren is visszaköszön.

Végig gondolva a teszteleseket és a kapott eredményeket, arra a következtetésre jutottam, hogy érdemes lenne még azt is megvizsgálni, hogy oldható maggal mennyi időt lehetne megspórolni a gyártásnál (az oldható mag esetét a tervezés menete című fejezetben fejtettem ki bővebben). Igaz, hogy jó értékeket kaptam a PLA esetében, de ez a verzió sem teljesen tökéletes. Az oldható magnál hiába kell minden egyes szilikon kenésnél új magot nyomtatni, ami természetesen plusz költség, viszont sok időt lehet spórolni vele, és így nem biztos, hogy a PLA esete a költséghatékonyabb.

Másik fejlesztési lehetőségnek egy jelölésrendszer kialakítása merült fel. Erre azért van szükség, hogy az érimitációt mindig ugyanabba a pozícióba lehessen behelyezni a szimulátor modellbe, a megfelelő kiértékelés érdekében. Ezt például a külső moldba szerkesztett apró kivágással lehetne elérni, így minden szilikon kenés után kapunk egy fix pontot.

A jövőben, a fenti szempontokat szeretném még megvizsgálni, illetve tervezés alatt áll más érszakaszok realisztikus érimitációinak a megvalósítása.

7 Összefoglalás

A munkám során megtapasztalhattam, hogy mennyire széleskörű és sokszínű az egészségügyi mérnökök világa. Különböző szakirányok fonódnak össze különböző területekről: egészségügy, orvostudomány, informatika, digitalizáció, oktatásfejlesztés és számos más irányzat összetalálkozása egy fontos cél érdekében.

A termékkel, amit terveztem az volt a célom, hogy a sebészeknek és orvostanhallgatóknak több gyakorlati lehetőségük legyen, és úgy menjek be a műtőbe, hogy ez már nekik rutinmunka, ezzel növelve a páciens túlélési esélyeit. Egy ilyen betegségnél, mint az aorta aneurizma, nagyon kicsi a túlélési esély, ha műtetre kerülne a sor. Ezért is lenne jelentősége, hogy egy ilyen típusú műtétet ismételten tudjanak gyakorolni a sebészek.

TDK dolgozatomban kifejtettem a hasi aorta aneurizma okozta beavatkozások okait és kiváltó betegségeit. Összefoglaltam az általam használt anyagokat és technológiákat, és részleteztem azoknak az alkalmazását is. A mai tervezési folyamatokban nélkülözhetetlen a környezetbarát megoldások alkalmazása. Fontos az ember, a technika és a környezet harmonikus kapcsolatának megteremtése. A termékemet úgy terveztem, hogy az az ember számára a lehető legkisebb erőfeszítést igénylő munkát igényeljen. Az informatika exponenciális fejlődése lehetővé teszi a modern gyártás számos lehetőségét. A tervezési folyamatom elején 3D szkennelve lett a hasi aorta aneurizma később pedig 3D nyomtatási technológiával legyártva. Kettő magot teljesen eltérő módszerrel készítettem, az moldot szilikonnal kiöntöttem, majd összehasonlítottam és kiértékeltem a kapott eredményeket.

A kész termékem hozzájárul a sebészek, orvostanhallgatók és rezidensek továbbképzéséhez, gyakorlási lehetőségeihez. A kiöntött érimitációk valós műtési eseteket megjelenítő szimulátorokba beépítve tökéletesen szolgálja ezt a célt. A kapott forma leköveti a bennünk rejlő erek szabálytalanságát, és morfológiailag is egyezik velük, továbbá jól szimulálja a valóságos ér adottságait, méretét és egyenetlenségét.

Végül pedig szeretném megköszönni a konzulenseimnek a sok segítséget és a támogatást, illetve a bizalmukat, hogy rám bízta ezt a projektet.

8 Irodalomjegyzék

- [1] János, Kasza. Media1. Media1. [Online] MEDIA1 DIGITÁLIS MÉDIA KFT., 2021.09.25.<https://media1.hu/2021/09/25/kihirdettek-a-2021-es-gyuros-tibor-dij-nyerteseit/>. (Megtekintés dátuma: 2022. 11. 09.)
- [2] Hubs. What is 3D printing? How does it work?, <https://www.hubs.com/guides/3d-printing/#chap>. (Megtekintés dátuma: 2022.11.09.)
- [3] Formlabs. Types of 3D printers. <https://formlabs.com/eu/3d-printers/> (Megtekintés dátuma: 2022.11.09.)
- [4] Formlabs. formlabs. Guide to 3D Printing Materials: Types, Applications, and Properties. [Online] formlabs, 2022. <https://formlabs.com/blog/3d-printing-materials/>. (Megtekintés dátuma: 2022.11.09.)
- [5] Allthat3D. TPU Filament 3D Printing Material. <https://www.allthat3d.com/tpu-filament/> (Megtekintés dátuma: 2022.11.11.)
- [7] Gábor, Sári. SilCast® RTV-2 általános önthető szilikongumi. <https://szilikonwebaruhaz.hu/lista/4cfbd8ac7x317-SilCast-RTV-2-ontheto-szilikongumi-> (Megtekintés dátuma: 2022.11.12.)
- [8] Novia Ipari, Kereskedelmi és Szolgáltató Kft. Szilikongumi. <https://novia.hu/termekategoria/szilikongumi/> (Megtekintés dátuma: 2022.11.12.)
- [9] Fileinfo.com. DICOM File Extension. <https://fileinfo.com/extension/dicom>. (Megtekintés dátuma: 2022.11.13.)
- [10] Kamio, T., Suzuki, M., Asaumi, R. et al. DICOM segmentation and STL creation for 3D printing: a process and software package comparison for osseous anatomy. 3D Print Med 6, 17 (2020). <https://doi.org/10.1186/s41205-020-00069-2> (Megtekintés dátuma: 2022.11.12.)
- [11] YourAnastomosis [Online] ME3D-Graft. <https://youranastomosis.com/> (Megtekintés dátuma: 2022.11.06.)
- [12] Mayo Clinic. Abdominal aortic aneurysm. <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/abdominal-aortic-aneurysm/diagnosis-treatment/drc-20350693> (Megtekintés dátuma: 2022.11.10.)

- [13] NIH. National Library of Medicine. When is surgery recommended for the treatment of abdominal aortic aneurysm? Created: June 14, 2017; Next update: 2020. (Megtekintés dátuma: 2022.11.10.)
- [14] NIH. National Heart, Lung and Blood Institute. Aortic aneurysm causes and risk factors. <https://www.nhlbi.nih.gov/health/aortic-aneurysm/causes> (Megtekintés dátuma: 2022.11.10.)
- [15] ReSuture. Abdominal Aorta. <https://resuture.com/product/abdominal-aorta/> (Megtekintés dátuma: 2022.11.15.)
- [16] Doyle, B. J., Corbett, T. J., Cloonan, A. J., O'Donnell, M. R., Walsh, M. T., Vorp, D. A., & McGloughlin, T. M. (2009). Experimental modelling of aortic aneurysms: Novel applications of silicone rubbers. *Medical Engineering & Physics*, 31(8), 1002–1012. doi:10.1016/j.medengphy.2009.06.002 (Megtekintés dátuma: 2022.11.15.)
- [17] Stanford Magnets. Features & Characteristics of Neodymium Magnets. <https://www.stanfordmagnets.com/features-characteristics-of-neodymium-magnets.html> (Megtekintés dátuma: 2022.11.02.)
- [18] Wikipedia. Wikipédia - A szabad enciklopédia. Politejsav. [Online] 2022. 10. <https://hu.wikipedia.org/wiki/Politejsav>. (Megtekintés dátuma: 2022.11.13.)
- [19] Ecocatering. Ecocatering - minden lebomló. Mi az a PLA. [Online] Ecocatering. <https://www.ecocatering.hu/blog/mi-az-a-PLA>. (Megtekintés dátuma: 2022.11.13.)
- [20] Fehér Luca, Mérgecs Janka, Egészségügyi termék fejlesztése a kiterjesztett valóságban (2022)
- [21] Amazon. Human Organs. <https://www.amazon.com/Silicone-Halloween-Fondant-Decorating-Chocolate/dp/B0846L1XQ5> (Megtekintés dátuma: 2022.11.15.)
- [22] SimuVasc. AAA Model. Abdominal Aortic Aneurysm (AAA Model) Simulator - SimuVasc (Megtekintés dátuma: 2022.11.15.)