

Träningsmodell för neurointervention tillverkad i 3D-skrivare

Evelina Persson (BME-19), Frida Holmvik (BME-19)

Sammanfattning—Vid livshotande åkommor i hjärnans kärl kan neurointervention vara den behandling som räddar liv. Med endast ett snitt i ljumskens kärl kan en kateter navigeras till det drabbade kärlet och via verktyg införda genom katetern kan behandling genomföras.

I denna rapport har en träningsmodell för neurointervention bestående av sammankopplade kärllmodeller utvecklats och producerats. Syftet var dels att underlätta och påskynda upplärningen av nya interventionister, dels att möjliggöra planering och träning inför komplicerade ingrepp. 3D-utskriftsteknik som ofta redan tillämpas på de största sjukhusen utnyttjades. Detta bidrog till en låg kostnad, kort tillverknings-tid samt möjligheten att kunna variera och individanpassa kärllmodellerna. För att återskapa en korrekt anatomi och möjliggöra individanpassning segmenterades kärl fram från patientbilder. En fullständig träningsmodell skapades genom att koppla samman kärllmodeller och PVC-slangar med hjälp av kopplingar modellerade i CAD.

Arbetet har genomförts på 3D Centrum på Skånes universitetssjukhus i Lund via Lunds Tekniska Högskola. Arbetet resulterade i en fungerande träningsmodell till en låg kostnad gentemot befintliga modeller på marknaden.

I. INTRODUKTION

NEUROINTERVENTION är en minimalinvasiv teknik som används för att behandla åkommor som drabbar blodkärl i hjärna och ryggmärg. Att metoden är minimalinvasiv innebär att det endast behövs ett litet snitt jämfört med traditionell öppen kirurgi där antingen skallbenet eller ryggraden behöver öppnas upp. Genom ett litet snitt i ett kärl, oftast i ljumskan, kan en kateter navigeras genom kärlen till det drabbade området i hjärnan eller ryggraden. Katetern navigeras med hjälp av genomlysning, det vill säga röntgen där kateterns väg genom kärlen följs i realtid. När katetern nått målområdet kan verktyg föras in genom katetern för att genomföra behandlingen. [1] Ett flertal olika åkommor kan behandlas med hjälp av neurointervention, exempelvis stroke, aneurysm eller kärlmissbildningar [2]. I denna rapport kommer neurointervention att syfta till behandling av åkommor i hjärnans kärl.

Den i dagsläget mest beprövade metoden för neurointervention är via transfemoral access där ett snitt görs i ljumskan och en kateter förs in via femoralartären. Katetern förs därefter genom iliaca-kärlen, aortan och kan vidare navigeras upp till drabbat intrakraniellt kärl. Ytterligare en metod som i dagsläget diskuteras ha fler potentiella fördelar och kan

komma att bli den nya typen av ingång är transradial access via radialartären. I dagsläget är dock transfemoral access fortfarande den ingång som vanligen används vid neurointervention. [3]

Traditionellt består upplärningsprocessen av en ny neurointerventionist till största del av observationer samt träning på kadaver [4]. Dyra och svårtillgängliga kadavermodeller inklusive tidskrävande observationer har drivit på utvecklingen av in vitro simulatorer, alltså träningsmodeller [5]. Med träningsmodeller kan repeterad träning tillhandahållas. Det ges dessutom möjlighet att göra misstag på en simulator istället för en patient och på så vis kan misstagen bli till lärdomar. [6] Förutom att träningsmodeller påskyndar och underlättar upplärningsprocessen följer dessutom flertalet fördelar för den erfarna interventionisten. För det första bidrar träningsmodeller till att ny utrustning och nya tekniker kan testas och utvärderas på ett mer säkert sätt. För det andra ges möjlighet att träna på komplicerade patientfall inför ett ingrepp. Slutligen kan även den erfarna interventionisten förfina sin teknik genom användandet av träningsmodeller. [5]

A. Träningsmodeller

Det finns huvudsakligen två olika typer av träningsmodeller på marknaden, datordrivna simulatorer med haptisk återkoppling samt fysiska modeller.

Datordrivna simulatorer består av en mjukvara och en fysisk komponent med inbyggda sensorer. När katetern förs in i den fysiska komponenten detekterar de inbyggda sensorerna kateterns rörelse, innefattande rotation och axiell rörelse. Baserat på kateterns rörelse genereras en fysisk återkoppling till interventionisten i form av ett motstånd. Samtidigt genererar mjukvaran en virtuell anatomi, inkluderande kärl och omkringliggande strukturer på en skärm där kateterns position och rörelse speglas. Via mjukvaran kan olika medicinska fall simuleras och den virtuella anatomin blir således specifik efter varje fall. [7]

Fysiska modeller är i stort en kärllstruktur, ofta i silikon eller plast. Modellen ska i så stor utsträckning som möjligt efterlikna mänskliga kärlls egenskaper. Ofta genereras ett flöde för att efterlikna blodcirkulationen där det i tidigare genomförda studier drivits av en pump med kontinuerligt flöde på 200-300 ml/min. [4] [8] Den flödande vätskan är dessutom ofta uppvärmd till 37°C för att simulera en normal kroppstemperatur. Att den flödande vätskan är uppvärmd är av stor betydelse då exempelvis stentar som används vid trombektomi och mikrospiraler som används för att stänga aneurysm har temperaturberoende materialegenskaper. Detta beror på att de är tillverkade av nitinol vars mekaniska egenskaper är starkt

Inlämnat den 5 juni 2022

Emejladress: {ev7740pe-s@student.lu.se, fr3666ho-s@student.lu.se}

Teknisk handledare: Erik Ekblom, 3D Centrum, Skånes Universitetssjukhus, Lund

Klinisk handledare: Johan Wassélius, Neuroröntgen, Skånes Universitetssjukhus, Lund

beroende av omgivande temperatur. [9] Vidare har modellerna ofta konstruerats så att de intrakraniella kärlen är utbytbara för att möjliggöra övning på olika typer av medicinska tillstånd. Den intrakraniella kärldelen kan även behöva bytas ut efter vissa typer av övningar då materiella rester som exempelvis mikrospiraler kan vara svåra att få ut ur modellen.

Användandet av träningsmodeller har visat sig öka interventionisters självförtroende, minskat antalet gjorda fel och förbättrat patientsäkerheten [10]. Det har även bidragit till att tiden för ett ingrepp och tiden för genomlysning har förkortats samt att mängden använt kontrastmedel minskat [5]. Det finns många fördelar med användandet av träningsmodeller för neurointervention, men det finns även en del begränsningar och nackdelar hos de träningsmodeller som finns på marknaden. En av de största nackdelarna är det höga priset samt att det finns brister i den haptiska återkopplingen i flera träningsmodeller. [5] Vidare har det framgått att det förekommer avsaknad av biologiska förhållande i in vitro träningsmodeller, exempelvis kärlspecifik friktion och hemodynamik. En ytterligare begränsning med inköpta träningsmodeller är att det inte ges någon möjlighet att öva på specifika patientfall inför ett ingrepp. Det eftersom ledtiderna för att tillgå nya kärld modeller blir för långa då dessa ska tillverkas och sedan skickas till sjukhuset. Dessutom är det önskvärt att undvika att behöva skicka patientbilder från sjukhuset på grund av patientdatasäkerheten. Trots de beskrivna begränsningarna tillhandahåller träningsmodeller en mer riskfri och etiskt försvarbar träningsmiljö i jämförelse med om den utförs på patienter eller kadaver. [11]

B. Tillverkning av träningsmodeller

En metod som kan användas för att producera fysiska träningsmodeller på ett enkelt och prisvärt sätt är 3D-utskrivning. 3D-utskrivning är en teknik som de senaste åren har haft en stor tillväxt, inte minst inom medicinska tillämpningar. Specifikt är neurokirurgi en av de medicinska specialiteter där 3D-utskrift är mest tillämpat. [12] I en litteraturstudie har det skrivits om 27 olika artiklar där träningsmodeller för neurokirurgi har tillverkats och utvärderats. I de olika artiklarna har det använts olika typer av material och utskriftstekniker, men den mest förekommande tekniken var stereolitografi som använder materialet resin. I samtliga av de analyserade artiklarna har det framgått att modellerna varit anatomiskt korrekta och i de artiklar där användbarheten har utvärderats har lovande resultat beskrivits. [13]

Stereolitografi (SLA) är en 3D-utskriftsteknik som bygger på att ultraviolett laser lager för lager härdar materialet resin som slutligen bygger upp en struktur. Principen är att en byggeplattform sänks ned i en behållaren fylld med den sorts resin vars materialegenskaper är önskvärda för den aktuella modellen. En laser skapar ett tvärsnitt baserat på den modell som önskas skriva ut, designad i exempelvis en CAD-mjukvara. Tvärsnittet härdas och plattformen höjs för att därefter påbörja nästa lager och detta pågår tills modellen är klar. Fördelen med denna typ av 3D-utskriftsteknik gentemot andra är att den har mycket hög upplösning och noggrannhet vilket ger en slät och

friktionsfri yta. [14] Dessutom är det möjligt att använda en bredd av material med olika elasticitet och hårdhetsgrad, vilket är fördelaktigt vid replikation av exempelvis blodkärl [15].

För att beskriva hårdheten hos ett material används Shore-skalan, vilken beskriver ett material enligt 0-100 där stigande värde innebär ett hårdare material. Värdet bestäms med hjälp av en durometer för att hitta sambandet mellan det tryck som durometern belastar materialet med i förhållande till den deformation som sker. I detta arbete kommer elastomerer på grund av dess elasticitet vara ett relevant material att arbeta med. [16] I en undersökning som gjorts på nötkreatur har karotisartären en genomsnittlig hårdhet 62-69 på Shore-skalan [17]. Två material som har liknande hårdhet är Elastic 50A och Flexible 80A från Formlabs. Materialen har relativt lika materialegenskaper vad gäller brottöjning och rivhållfasthet, men skiljer sig då Flexible 80A har 3 gånger så hög brottgräns som Elastic 50A. [18] Material som skulle vara lämpliga att använda till funktionella delar i en träningsmodell är Clear Resin och Grey pro från Formlabs. De båda saknar elasticitet och är lämpade för funktionella tillämpningar. Clear är transparent vilket matchar utseendet för Elastic och Flexible men Grey pro är mer tåligt för deformationer. [19]

För att kunna tillverka kärl i en 3D-skrivare kan CT-bilder användas för att skapa en 3D-modell. Från bilderna kan en selektiv segmentering av kärlen göras för att således skapa en sanningsenlig anatomi. Datortomografi (CT) avbildar objekt i tre dimensioner genom användandet av roterande röntgenrör [20]. Olika typer av vävnad attenuerar röntgenstrålning olika mycket, vilket kvantifieras enligt Hounsfield-skalan. Utifrån Hounsfield-skalan kan en gråskala skapas med vilken en bild kan genereras. [21]

C. Tes

De träningsmodeller för neurointervention som finns på marknaden idag är mycket dyra och kommer med en del begränsningar. Att egenproducera träningsmodeller på sjukhus med 3D-utskriftsteknik är gynnsamt för neurointerventionister, patienter samt för sjukhuset. Det är fördelaktigt för neurointerventionisten då det ges tillgång till kontinuerlig övning och dessutom blir det möjligt att öva på specifika patientfall inför ett ingrepp. På efterfrågan från verksamheten kan en patientspecifik kärldmodell tillverkas och anslutas till träningsmodellen, redo att användas på mindre än ett dygn. Ingen patientdata kommer att behöva lämnas sjukhuset vilket är positivt ur ett säkerhetsperspektiv. Att det ges möjlighet att öva inför ingrepp kommer att öka förståelsen för det specifika fallet. En metod för att angripa problemet kan i förväg planeras och bidra till fler lyckade ingrepp samt ökad patientsäkerhet. Fler lyckade ingrepp är främst fördelaktigt för patienterna, men även för sjukhuset som kan spara in resurser när antalet reinterventioner minskar. Kostnadsmissigt är det fördelaktigt för sjukhuset med egenproducerade träningsmodeller då de endast kostar en bråkdel av de modeller som finns på marknaden. Slutligen bidrar träningsmodeller till effektivare och snabbare upplärning av nya neurointerventionister. Då kärlen är utbytbara ges möjlighet att öva på flertalet olika fall och svårighetsgrader.

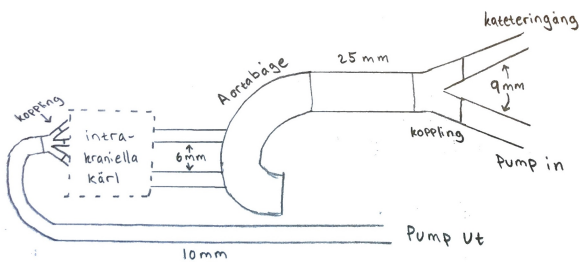
Huvudsakligen skall modellen tillverkas i en 3D-skrivare och simulera en normal anatomi innehållande ett cirkulärt flöde. Kärstrukturen skall baseras på CT-bilder och vara enkelt utbytbar för att möjliggöra träning på flertalet patientspecifika fall.

D. Agenda

Rapporten kommer inledningsvis ge en introduktion till området och de krav som ställs på produkten för att därefter beskriva tillverkningsprocessen från skiss till färdigt slutresultat. Resultatet av enskilda komponenter har utvärderats löpande och det kommer även presenteras en kostnadsräkning för den framtagna träningsmodellen. I diskussionen sker vidare utvärdering av fördelar och nackdelar med denna modell gentemot befintliga. Där tas även framtida utvecklingsmöjligheter upp liksom etiska aspekter och hållbar utveckling som behöver tas i beaktande.

II. METOD

Utifrån målet att tillverka en träningsmodell för neurointervention påbörjades utvecklingsprocessen genom att göra en grovskiss av den önskade modellen, se figur 1. Grovskissen visade i stort hur träningsmodellen skulle utformas samt vilka komponenter den skulle bestå av. De intrakraniella kärlen samt aortabågen planerades att tillverkas i en 3D-skrivare för att erhålla realistiska strukturer. Dessa kärl skulle segmenteras fram från anonymiserade CT-bilder tagna på Skånes universitetssjukhus. Det som skulle representera aortan, de inre karotiskärlen och vertebralartärerna beslutades tillverkas av redan färdiga slangar av polyvinylklorid, PVC. Även inlopp och utlopp till modellen planerades ske via PVC-slangar. De utskrivna delarna skulle kopplas samman med slangarna via 3D-utskrivna, egendesignade kopplingar. En akvariepump nedsänkt i en vattenfylld behållare skulle generera ett flöde i modellen för att efterlikna blodflödet.



Figur 1. Skiss över träningsmodell för neurointervention med tillhörande dimensioner hos enskilda komponenter.

A. Kärlsegmentering

Aortabågen samt en sektion av intrakraniella kärl som ofta drabbas av trombos och aneurysm beslutades att formges utifrån CT-bilder och tillverkas med hjälp av 3D-utskriftsteknik. Anonymiserade CT-bilder tagna på Skånes universitetssjukhus

laddades upp i Medvisos program Segment 3DPrint där segmenteringen gjordes. Samma segmenteringsmetod användes för de intrakraniella kärlen som för aortabågen. Syftet var att endast erhålla kärstrukturen från CT-bilden och därmed segmentera bort ben och annan mjukvävnad. Eftersom kärlväggar och annan mjukvävnad har liknande Hounsfield-värden går det inte att särskilja från varandra på bilderna och därför var tillvägagångssättet att inledningsvis segmentera fram blodet. Ett lämpligt intervall för Hounsfield-skalan ställdes in så att allt blod och benvävnad skulle behållas, samtidigt som så mycket som möjligt av den omkringliggande vävnaden filtrerades bort. För att därefter kunna segmentera bort benvävnaden skapades ett nytt objekt där endast benvävnad fanns med, till följd av att intervallet för Hounsfield-skalan ändrades. Objektet innehållande enbart benvävnad utvidgades 1 mm och kunde därefter subtraheras från det första objektet innehållande benvävnad och kärl. Slutlig bearbetning för att segmentera fram enbart kärl gjordes genom handpåläggning, genom att lager för lager manuellt avlägsna oönskad vävnad. Kärlen kapades för att skapa två olika objekt, ett innehållande ett antal utvalda intrakraniella kärl och ett innehållande aortabågen. När kärlen var segmenterade gjordes de ihåliga genom att addera ett yttre lager och ta bort det inneslutna blodet. Tjockleken på det yttre lagret varierades för att finna en lämplig vägg tjocklek på kärlen. De tjocklekar som testades var 1 mm och 1,4 mm. Modellen exporterades till en STL-fil och laddades därefter in i programmet Magics från Materialise. I programmet kopplades en 20 mm lång cylinder med innerdiametern 6 mm på varje kärlände för att möjliggöra att senare lättare kunna ansluta kopplingar.

B. 3D-utskrift och efterbehandling

Filen för det segmenterade kärlet öppnades i programmet PreForm från Formlabs för att förbereda för 3D-utskrift. Modellen orienterades på lämpligt sätt för att minimera behovet av stödstruktur. Detta eftersom onödig stödstruktur orsakar större materialåtgång, längre produktionstid och lämnar märken efter sig vid kontaktpunkterna. Stödstrukturen genererades automatiskt efter orientering där intern support valdes bort för att undvika stödstruktur inuti kärlet. Filen överfördes till en SLA 3D-skrivare av modell Form 2 alternativt Form 3B från Formlabs, förberedd med önskat material och utskriften påbörjades. Efter avslutad utskrift rengjordes modellen i isopropylalkohol i rengöringsstationen Form Wash från Formlabs i rekommenderad tid för den typen av material. Efter vidare lufttorkning överfördes modellen till ljushärdningskammaren Form Cure från Formlabs och torkades i rekommenderad tid för specifikt material. Samma princip för utskrift och efterbehandling användes sedan även för kopplingar och fästen.

De utskrivna modellerna utvärderades för att finna vilken vägg tjocklek och vilket material som var lämpligast att använda till en träningsmodell. Utvärderingen gjordes genom att låta Johan Wassélius, interventionell neuroradiolog och Francesco Arena, röntgenläkare undersöka modellerna samt testa dess bräcklighet.

C. Utformning av övriga kärl

För att efterlikna blodkärls diameter, vägg tjocklek och längd användes PVC-slangar med dimensioner likt riktiga blodkärl. För att åstadkomma en så realistisk träningsmodell som möjligt är det av stor vikt att längden på kärlen är ungefärliga de mänskliga. Dimensionerna i denna kärlmodell baserades på kärlängder hos vuxna människor. Den nedåtgående aortan är ungefär 29 cm lång med en diameter på 27 mm. [22] [23] Med avdrag för längd hos kopplingar med mera kapades en slang med innerdiameter 25 mm till 21 cm. På liknande sätt anpassades karotisartärerna som ursprungligen är 22 cm långa och 4-7 mm i diameter till slangar med längder 14-18 cm och diameter 6 mm [24] [25]. Iliaca-kärlen är ca 13 cm långa med en diameter på 8,5 mm [26] [27]. Snittet som görs för att föra in katetern i lumsken läggs några centimeter nedanför i femoralartären så en slang med innerdiameter 9 mm kapades därmed till 17,5 cm [28]. Inlopp- samt utlopp modellerades som slangar med diameter 9 mm respektive 10 mm.

Den utskrivna aortabågen som tillverkades utifrån de segmenterade CT-bilderna användes även som modell för att designa en aortabåge i CAD-mjukvaran Fusion 360 från Autodesk för att utvärdera vilken metod som var bäst lämpad.

D. Kopplingar, fästen och montering

För att sammanfoga alla komponenter såsom slangar och 3D-utskrifter formgavs egna kopplingar i programmet Fusion 360 av Autodesk. På de intrakraniella kärlets ändar samt mellan kärl och slangar valdes inledningsvis luer-kopplingar. Den typen av koppling är en väl använd kopplingstyp inom neurointervention och möjliggör således att annan utrustning går att koppla på vid behov. För ingången där katetern skulle föras in utformades en koppling som gick från 9 mm till 6 mm luer. På kopplingens luer-ände anslöts en färdig singelvalv-koppling försedd med ett membran som förhindrar att vätska flödar ut, men tillåter införing av kateter. För att sammanfoga en PVC-slang med innerdiameter 25 mm med två slangar med innerdiameter 9 mm formgavs en y-koppling. Det formgavs även en koppling som skulle koppla ihop aortabågen med en PVC-slang, båda med 25 mm i innerdiameter. Slutligen utformades en koppling som skulle koppla ihop tre stycken PVC-slangar med innerdiameter 6 mm med en PVC-slang med 10 mm i innerdiameter, vilken skulle fungera som utloppskoppling. Alla kopplingar skrevs ut med en Formlabs Form 2 SLA-skrivare i materialet Clear resin förutom luer-honorna som skrevs ut i materialet Grey Pro resin. På en del av kopplingarna fanns det rester kvar av stödstrukturen och om så var fallet slipades de försiktigt ned med ett finkornigt sandpapper.

När alla delar till träningsmodellen var tillverkade sammanfogades slangar och kärlmodeller med de tillverkade kopplingarna. För att enklare kunna förflytta och använda träningsmodellen monterades den på en 4 mm tjock 110x42 cm plexiglasskiva med rundade hörn. Tre olika typer av fästen modellerades i Fusion 360. Ett fäste för att hålla uppe aortabågen i en realistisk höjd och vinkel, en ställning som höll uppe de intrakraniella kärlet och slutligen ett fäste som höll utloppskopplingen på plats. Ställningen för de intrakraniella

kärlen modellerades inte specifikt för det använda kärlet till träningsmodellen utan designades så att det skulle kunna fungera även för andra modeller av intrakraniella kärl. Fästena för aortabågen och utloppskopplingen designades däremot specifikt för den använda aortan och kopplingen då utseendet inte planerades att ändras om dessa delar skulle behöva bytas ut. Det modellerades även skruvar som skulle användas för att slutligen montera fästena på skivan. När hela modellen var monterad på skivan kopplades en pump in via en av slangarna som motsvarar femoralartären och iliaca-kärlen. Pumpen som användes var Mikropump 150 230 V, 2,5 W av märket Pondteam vilket är en dränkbar pump som kan generera ett flöde upp till 150 liter per timme. Flödet är dessutom justerbart. Pumpen placerades i en vattenfylld behållare så att den fullständigt täcktes av vattnet. Utloppsslangen från träningsmodellen placerades i samma behållare för att generera ett cirkulärt flöde.

E. Utvärdering av produkten

Under arbetsprocessen har modellen kontinuerligt utvärderats och testats. Det har kontrollerats att alla kopplingar och utskrifter var täta. Skulle någon del läcka har de omarbetats och åter skrivits ut. De utskrivna delarna har även utvärderats i form av materialval, vilket har gjorts med hänsyn till tålighet, utseende och elasticitet.

Den slutgiltiga träningsmodellen testades och utvärderades i tre omgångar. Den första testningen hade syftet att kontrollera att modellen inte läckte någonstans samt säkerställa att det fanns ett flöde genom modellens alla delar. Testet genomfördes genom att visuellt kontrollera modellens alla komponenter och kopplingar så att inget vatten läckte under tiden som pumpen var igång och ansluten. Varje kärlmodell kontrollerades även för att säkerställa att det inte fanns någon blockering som förhindrade flödet.

Den andra delen av testningen syftade till att utvärdera träningsmodellens funktion. Testningen genomfördes av Johan Wassélius och Francesco Arena. Inledningsvis inspekterades modellen visuellt och därefter testades träningsmodellens funktion. En introducer fördes in genom inloppskopplingen, därefter fördes en kateter in genom introducern och slutligen fördes en ledare in genom katetern. Med katetern och ledaren försökte neurointerventionisterna navigera sig igenom aortabågen med målet att slutligen nå de intrakraniella kärlet. Återkoppling gällande vad som var bra med modellen och vad som behövde förbättras gavs och därefter gjordes ett antal förändringar.

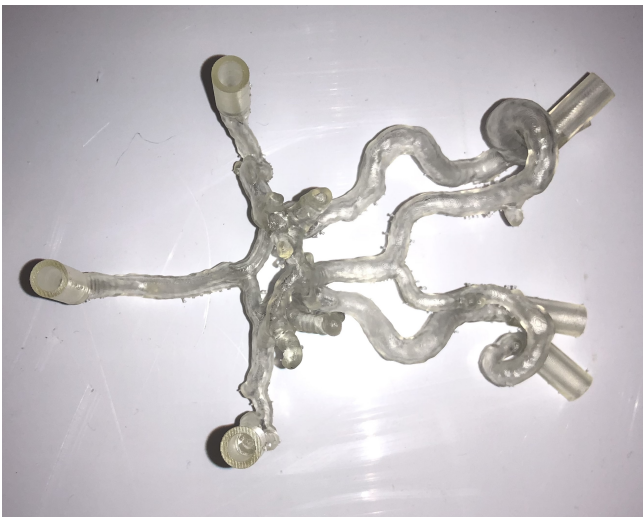
Förändringar som gjordes efter återkoppling var dels att en aortabåge med enklare anatomi modellerades i Fusion 360. Detta genom att göra de utgående blodkärlen från aortan rakare och öka innerdiametern från 6 mm till 8 mm. Dessutom förlängdes den uppåtgående aortan med 5 cm. Luerkopplingarna som använts för att koppla samman de utskrivna kärlet med slangar ersattes med två typer av nya kopplingar formgivna i Fusion 360. Det formgavs en koppling som skulle gå från 6 mm till 6 mm för att koppla samman PVC-slangar med de intrakraniella kärlet och en koppling som skulle gå från 6 mm till 8 mm för att koppla samman kärlet från den nya aortabågen med PVC-slangar.

Efter omarbetning testades modellen åter. Testningen genomfördes på ett angiolabb på avdelningen för neuroröntgen på Skånes universitetssjukhus i Lund och undersökningen genomfördes av Johan Wassélius. I angiolabbet undersöktes det hur modellen såg ut under genomlysning samt vid injicering av jodkontrastmedel. Kateter och ledare navigerades genom modellen och kontrastmedel injicerades dels i aortabågen och dels i de intrakraniella kärlen. Ett antal bilder togs under tiden och därefter gavs återkoppling.

III. RESULTAT

A. Kärlmodeller

Tester på samma segment av ett intrakraniellt kärl skrevs ut i två olika material: Flexible 80A och Elastic 50A från Formlabs. Kärlen i materialet Elastic 50A var mest lika blodkärl med tanke på dess elasticitet, men var inte så hållbara som det var önskat. Kärlen utskrivna i Flexible 80A upplevdes som mer hållbara och med den tunnare vägg tjockleken på 1 mm upplevdes de för ändamålet tillräckligt elastiska. Då det krävdes att träningsmodellen skulle kunna användas flertalet gånger utan att riskera att gå sönder så beslutades det att tillverka de intrakraniella kärlen av materialet Flexible 80A med vägg tjocklek 1 mm. Det kärl som valdes att användas visas i figur 2.



Figur 2. Modell av intrakraniella kärl utskrivet i materialet Elastic 80A som använts i träningsmodellen.

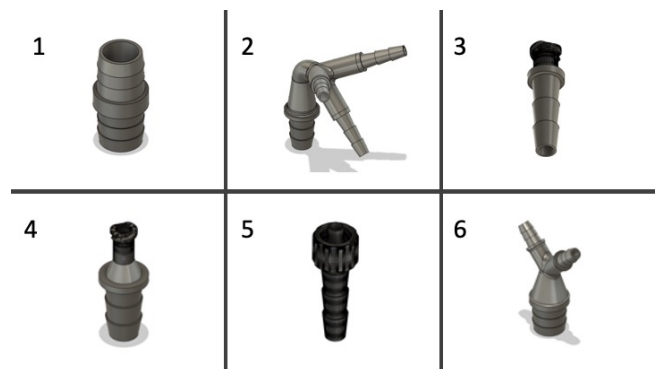
Den segmenterade aortabågen som primärt skrevs ut visade sig innehålla ett flertal förbättringsmöjligheter. Detta med tanke på att ytan från början var ojämn, vilket skapade svårigheter i uppbyggandet av stödstruktur samt längre utskriftstider. Ytan jämnades ut inför nästkommande utskrift, men då blev istället modellen mer bräcklig till följd av att vägg tjockleken förtunnades och därmed varierade över modellen. Aortabågen som var formgiven i CAD valdes att användas till träningsmodellen. Fördelarna var att den hade en jämn yta och upplevdes som tåligare än de två andra modellerna. I figur 3 visas två aortabågar. Den vänstra är segmenterad från en CT-bild och den högra är formgiven med CAD.



Figur 3. Figuren visar två 3D-utskrivna aortabågar. Den vänstra är segmenterad utifrån en CT-bild och den högra är formgiven i Fusion 360.

B. Kopplingar och fästen

De tillverkade kopplingarna testades löpande under utvecklingsprocessen så att de höll tätt. De kopplingar som läckte modifierades och skrevs åter ut. De kopplingar som har använts till den första versionen av träningsmodellen presenteras i figur 4.

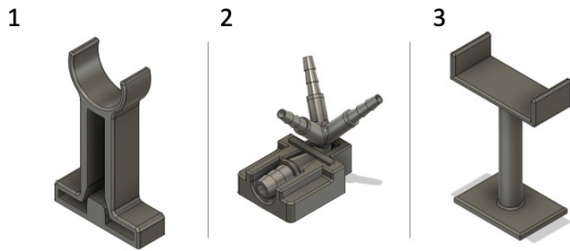


Figur 4. Figuren visar urklipp från Fusion 360 på de de kopplingar som har designats till träningsmodellen. 1. Koppling mellan aorta och 25 mm slang. 2. Koppling från tre 6 mm slangar till utloppsslangen 10 mm. 3. Luer-hane som använts på alla kärländar. 4. Koppling från 9 mm slang till Luer-hane som använts vid ingången. 5. Luer-hona som använts på flertalet 6 mm slangändar. 6. Y-koppling från två 9 mm slangar till en 25 mm slang.

Tre olika fästen har formgivits i CAD och de presenteras i figur 5.

C. Utvärdering av produkten

Träningsmodellens alla delar kontrollerades medan pumpen var ansluten och det konstaterades att hela modellen höll tätt under användning. Det konstaterades även att det i modellen fanns ett antal luftbubblor men att det fanns ett flöde genom modellens alla delar. Resultatet från den andra testningen var att aortabågen hade en svår anatomi vilket gjorde det svårt att navigera kateter och ledare genom aortabågen. Luerkopplingarna som använts för att koppla samman kärl med PVC-slangar



Figur 5. Figuren visar urklipp från Fusion 360 på de fästen och ställningar som har designats till träningsmodellen. 1. Ställning som håller upp aortabågen. 2. Fäste till utloppskopplingen. Utloppskopplingen är även inkluderad i bilden för att illustrera. 3. Ställning till de intrakraniella kärlen.

var även dessa svåra att navigera genom med kateter och ledare. Det eftersom de i ändarna hade en avsmalnande del vilket gjorde det svårt att passera. Aortabågen samt kopplingarna till de intrakraniella kärlen valdes därefter att omarbetas för att förenkla navigeringen, se: *II. METOD, E. Utvärdering av produkten* för omarbetningsmetoden.

Omarbetningen resulterade i två nya kopplingar enligt figur 6 samt en aorta med enklare anatomi, se figur 7.

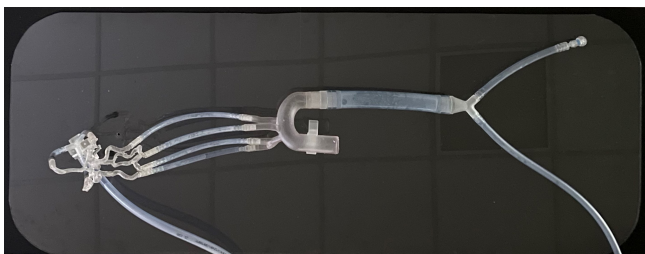


Figur 6. Figuren visar två omarbetade kopplingar. Kopplingen till vänster går från 6 mm till 6 mm och den till höger går från 8 mm till 6 mm.



Figur 7. Figuren visar en bild på den omarbetade aortan med förenklad anatomi.

Omarbetningen resulterade i den slutgiltiga träningsmodellen, se figur 8.



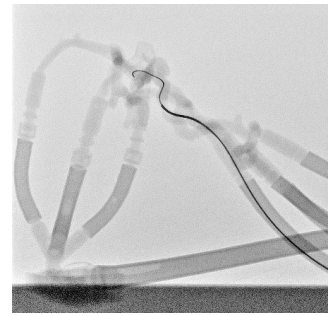
Figur 8. Figuren visar den färdiga träningsmodellen.

Vid den tredje testningen som genomfördes på neuroröntgens angiologab på Skånes universitetssjukhus i Lund noterades det att fästet under de intrakraniella kärlen var väldigt framträdande då modellen var under genomlysning.

Eftersom kärlstrukturen hade tillräckligt stöd utan fästet utslöts det. Vid injicering av kontrast i de intrakraniella kärlen konstaterades det att flödet betedde sig likt blodflödet i en riktig patient. I figur 9 syns det hur de intrakraniella kärlen såg ut under genomlysning vid injektion av kontrastmedel. Figur 10 visar kateter och ledare i de intrakraniella kärlen under genomlysning. Kontrastmedel injicerades även i aortabågen, ett flöde observerades genom alla utgående kärl från aortan, men det var ojämnt fördelat mellan kärlen, se figur 11.



Figur 9. Figuren visar träningsmodellens intrakraniella kärl under genomlysning vid injicering av kontrastmedel i frontalplanet.



Figur 10. Figuren visar kateter och ledare i träningsmodellens intrakraniella kärl under genomlysning i saggitalplanet.

D. Kostnad

Kostnad och åtgång för de material som använts samt totalkostnaden för den kompletta träningsmodellen redovisas i tabell I.

Tabell I
TABELLEN VISAR MATERIALÅTGÅNGEN TILL TRÄNINGSMODELLEN, SAMT KOSTNADEN FÖR DE OLIKA MATERIALEN.

| Material | Åtgång | Pris | Kostnad |
|--------------------|---------------------|-----------------------|----------|
| Flexible 80A resin | 0,145 l | 2100 kr/l | 303,6 kr |
| Clear resin | 0,106 l | 1500 kr/l | 159,1 kr |
| Grey pro resin | 0,005 l | 1770 kr/l | 8,8 kr |
| PVC-slang 25 mm | 0,22 m | 49 kr/m | 10,8 kr |
| PVC-slang 10 mm | 1,67 m | 17 kr/m | 28,4 kr |
| PVC-slang 9 mm | 1,55 m | 20 kr/m | 31,0 kr |
| PVC-slang 6 mm | 0,63 m | 11,90 kr/m | 7,5 kr |
| Pump | 1 st | 125 kr/st | 125 kr |
| Plexiglas | 0,44 m ² | 416 kr/m ² | 183 kr |
| Totalkostnad: | | 857,2 kr | |

IV. DISKUSSION

Arbetet har resulterat i att en fungerande träningsmodell för neurointervention har utvecklats och tillverkats. Träningsmodellen replikerar en normal anatomi och har materiella egenskaper likt riktiga kärl. De använda materialen blockerar inte röntgenstrålar vilket gör det möjligt att använda träningsmodellen under genomlysning. Modellen är designad så att kärlstrukturerna enkelt kan bytas ut till nya efter behov. Modellen har dessutom testats och

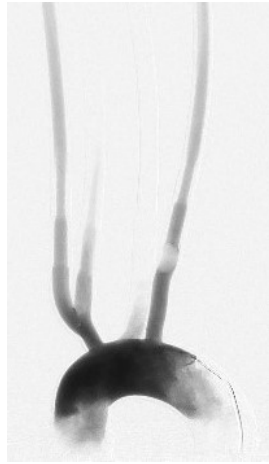
utvärderats av två neurointerventionister. Det var möjligt att med kateter och ledare navigera sig genom modellen, hela vägen upp till de intrakraniella kärlen och känslan var realistisk. Ytterligare testningar hade behövs göras för att fullt testa modellens funktionalitet, exempelvis borttagning av tromboser eller stängning av aneurysm. Den kliniska nyttan av en träningsmodell är stor och förhoppningen är att modellen kommer att nyttjas i verksamheten.

Modellen valdes att omarbetas något efter testning av neurointerventionisterna. Bland annat beslutades det att tillverka en ytterligare aortabåge med en enklare anatomi eftersom ett viktigt syfte med modellen var att den skulle fungera som upplärningshjälpmedel. Den första formgivningen av aortabågen var baserad på en äldre patients anatomi och kärlen hade därför mer komplicerade geometrier. Svåra anatomier förekommer i verkligheten och är därför värdefullt att kunna öva på. Modellens konstruktion gör det möjligt att variera svårighetsgraden genom att skifta mellan de tillverkade aortabågarna. För att kunna navigera genom aortabågen med svårare anatomi var det av stor vikt att rätt typ av introducer, kateter och ledare användes. Val av rätt typ av verktyg är en viktig del av interventionistens arbete och med hjälp av träningsmodellen är det således möjligt att inför ett ingrepp planera vilka verktyg som är bäst lämpade för det specifika fallet.

Kopplingarna i träningsmodellen utgjorde ett visst hinder för katetern och de upplevdes ibland som svåra att ta sig igenom, vilket resulterade i en omarbetning av dessa. Trots omarbetningen förekom det ett form av hinder vid kopplingarnas öppningar. Att det förekommer hinder till följd av förkalkningar i människans blodkärl är inte helt ovanligt. De hinder som orsakas av kopplingarna kan således liknas vid förkalkade blodkärl. Med rätt typ av introducer, kateter och ledare var det inga större problem att ta sig igenom kopplingarna.

Arbetet har genomförts på Skånes universitetssjukhus i Lund. På sjukhuset finns ett befintligt 3D centrum där all utrustning som krävs för att producera denna typ av träningsmodell finns att tillgå. 3D centrum arbetar i dagsläget med att på efterfrågan producera diverse olika saker till sjukhusets verksamhet. Den etablerade verksamheten och tillgången till utrustning och material gör att förutsättningarna är goda för att kunna tillverka träningsmodeller för neurointervention som kan användas på sjukhuset. Incitamentet blir stort då det inte tillkommer någon stor kostnad för att påbörja en produktion av träningsmodeller. För att minimera kostnaderna och hålla nere produktionstiden var målet att tillverka så

mycket som möjligt i SLA-skrivare istället för att köpa in, vilket uppfylldes. Eftersom alla kopplingar, skruvar med mera nu finns färdigdesignade bidrar det även till att reservdelar kan tillverkas snabbt om så skulle behövas. Det enda som inte tillverkades på plats på sjukhuset var slangar, plexiglasskiva, pump och singelvalv-koppling för kateteringång. Detta möjliggjorde en mycket låg total kostnad för hela träningsmodellen. Träningsmodellens totalkostnad på 857 kr kan jämföras med priset för de modeller som finns att tillgå på marknaden, vilka kostar kring en miljon kronor.



Figur 11. Figuren visar träningsmodellens aortabåge under genomlysning vid injicering av kontrastmedel samt fördelningen av kontrastmedel mellan de utgående kärlen.

A. Hållbar utveckling och etiska aspekter

Tillverkning av 3D-utskrivna träningsmodeller för neurointervention bidrar till hållbar utveckling och är etiskt försvarbart i flera aspekter. För det första är användandet av träningsmodeller etiskt försvarbart och socialt hållbart. Detta eftersom det bidrar till att övning och upplärning kan gå från nyttjandet av kadaver eller patienter till användandet av träningsmodeller. Chanserna för att lyckas med ett ingrepp ökar dessutom. Dels för att interventionisterna får tillgång till mer varierad och lättillgänglig träning och dels eftersom träningsmodeller möjliggör att det går att planera och öva inför komplicerade ingrepp.

Gällande ekonomisk hållbarhet är 3D-utskrivna träningsmodeller bra eftersom de modeller som finns att tillgå är mycket dyrare jämfört med att producera de själva. Dessutom reduceras risken för behov av reintervention på avancerade fall om interventionisten redan i förväg har haft möjlighet att observera och träna på en identisk kärmodell.

Vidare är det ekologiskt hållbart eftersom de flesta komponenter går att återanvända vilket leder till att materialkonsumtionen hålls nere. Ett ytterligare sätt att hålla materialkonsumtionen nere är genom att designa komponenter med så lite material som möjligt med bibehållen funktion. Medveten design i materialaspekt har tillämpats genom arbetet. Exempelvis har de tillverkade fästena designats antingen ihåliga eller så har överflödiga strukturer helt tagits bort. Dessutom har transporter reducerats eftersom modellen tillverkats på sjukhuset, där den sedan även ska användas.

B. Utvecklingsmöjligheter

Att segmentera fram kärl från CT-bilder är en tidskrävande process som kräver noggrannhet. Genom att snabba på denna process skulle produktionstiden för tillverkning av 3D-utskrivna kärl kunna kortas avsevärt. Artificiell intelligens är ett verktyg som skulle kunna vara till användning för att dels automatisera och dels snabba på processen. Automatisering och kortare ledtider skulle framför allt vara värdefullt i de fall då en träningsmodell planeras att användas för att studera och öva på avancerade patientanatomin inför ett ingrepp.

Det hade även varit önskvärt om den cirkulerade vätskan var under kontinuerlig uppvärmning till 37°C. Det eftersom nitinol som används i flera av redskapen är starkt temperaturberoende. I nuläget är det möjligt att på förhand värma upp vätskan till 37°C, men en utvecklingspotential skulle vara att utveckla en behållare som kontinuerligt kan reglera temperaturen på den cirkulerade vätskan.

Träningsmodeller av cirkulationssystemet hos en människa visar sig ha stora framtidsmöjligheter inom området för neuroradiologi. Det finns dock än inga begränsningar på hur samma koncept skulle kunna användas inom andra sjukvårdsspecialiteter som behandlar kardiovaskulära sjukdomar. Det skulle exempelvis vara möjligt att ansluta ett hjärta till aortan eller fokusera på åkommor i hjärtats kranskärl.

Vidare skulle även en metod behöva tas fram som beskriver hur arbetsprocessen och tillverkningen ska gå till. Efterfrågan för en träningsmodell finns hos verksamheten och det är således verksamheten som bör styra vilka typer av standardiserade fall som ska tillverkas och även om och när de behöver modeller av mer specifika fall.

V. SLUTSATSER

Resultatet från arbetet är en egenproducerad träningsmodell för kateterburen neurointervention. Modellen är unik i sitt slag då den kan tillverkas med kort varsel och till en låg kostnad på alla sjukhus med tillgång till SLA-skrivare. Den har även ett stort kliniskt värde då tillgängligheten till träning på avancerade patientfall ökar och bidrar till bättre patientsäkerhet. Vidare skulle komponenter i träningsmodellen kunna bytas ut och således möjliggöra tillämpning inom andra sjukvårdsspecialiteter.

VI. EFTERORD

Handledare för detta arbete har varit Erik Ekbohm samt Johan Wassélius. Arbetet hade inte varit möjligt utan Erik Ekboms handledning om segmentering och introduktion till 3D-utskriftstekniken. Johan Wassélius och hans kollega Francesco Arena har gett värdefulla insikter i vad som krävs av en träningsmodell från en läkares perspektiv. Muris Imsirovic har bidragit med värdefull praktisk hjälp. Einar Heiberg har under arbetets gång funnits tillgänglig för frågor och har kontinuerligt bjudit in till värdefulla avstämningsmöten. Samtliga är anställda vid Skånes universitetssjukhus i Lund förutom Einar som är anställd på Lunds universitet. Arbetet har genomförts av båda författarna under hela projektiden.

REFERENSER

- [1] Society of NeuroInterventional Surgery. What is neurointerventional surgery? Hämtad 16 maj 2022.
- [2] BayCare clinic. Neurointervention. Hämtad 16 maj 2022.
- [3] Chirag Kamal Ahuja, Vivek Agarwal, Sameer Vyas, and Vivek Gupta. Access route for endovascular neurointervention-transfemoral to transradial: Is it worth the effort and are we ready for the change? *Journal of Clinical Interventional Radiology ISVIR*, 2021.
- [4] Jian-Li Wang, Zi-Gang Yuan, Guo-Liang Qian, Wu-Qiao Bao, and Guo-Liang Jin. 3d printing of intracranial aneurysm based on intracranial digital subtraction angiography and its clinical application. *Medicine*, 97(24), 2018.
- [5] Vitor Nagai Yamaki, Nicole Mariantonia Cancelliere, Patrick Nicholson, Marta Rodrigues, Ivan Radovanovic, John-Michael Sungur, Timo Krings, and Vitor M Pereira. Biomedex patient-specific brain aneurysm models: the value of simulation for first in-human experiences using new devices and robotics. *Journal of neurointerventional surgery*, 13(3):272–277, 2021.
- [6] KWM See, KH Chui, WH Chan, KC Wong, and YC Chan. Evidence for endovascular simulation training: a systematic review. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 51(3):441–451, 2016.
- [7] Kornelia Kreiser, Lea Ströber, Kim G Gehling, Frederick Schneider, Stefan Kohlbecher, Christian M Schulz, Claus Zimmer, and Jan S Kirschke. Simulation training in neuroangiography—validation and effectiveness. *Clinical Neuroradiology*, 31(2):465–473, 2021.
- [8] Sarah Johnson, Ray McCarthy, Brian Fahy, Oana Madalina Mereuta, Seán Fitzgerald, Julien Gaudire, Jean-Paul Remadi, Eimad Shotar, Nader-Antoine Sourour, Karen Doyle, et al. Development of an in vitro model of calcified cerebral emboli in acute ischemic stroke for mechanical thrombectomy evaluation. *Journal of NeuroInterventional Surgery*, 12(10):1002–1007, 2020.
- [9] Kelsey N Sommer, Mohammad Mahdi Shiraz Bhurwani, Maxim Mokin, and Ciprian N Ionita. Evaluation of challenges and limitations of mechanical thrombectomy using 3d printed neurovascular phantoms. In *Medical Imaging 2021: Imaging Informatics for Healthcare, Research, and Applications*, volume 11601, page 116010B. International Society for Optics and Photonics, 2021.
- [10] David A Cook, Rose Hatala, Ryan Brydges, Benjamin Zendejas, Jason H Szostek, Amy T Wang, Patricia J Erwin, and Stanley J Hamstra. Technology-enhanced simulation for health professions education: a systematic review and meta-analysis. *Jama*, 306(9):978–988, 2011.
- [11] Johanna Sandmann, Franziska Sonja Müschenich, Alexander Riabikin, Martin Kramer, Martin Wiesmann, and Omid Nikoubashman. Can silicone models replace animal models in hands-on training for endovascular stroke therapy? *Interventional Neuroradiology*, 25(4):397–402, 2019.
- [12] Benjamin Langridge, Sheikh Momin, Ben Coumbe, Evelina Woin, Michelle Griffin, and Peter Butler. Systematic review of the use of 3-dimensional printing in surgical teaching and assessment. *Journal of surgical education*, 75(1):209–221, 2018.
- [13] Laura Stone McGuire, Angelica Fuentes, and Ali Alaraj. Three-dimensional modeling in training, simulation, and surgical planning in open vascular and endovascular neurosurgery: A systematic review of the literature. *World Neurosurgery*, 154:53–63, 2021.
- [14] formlabs. Guide to stereolithography (sla) 3d printing, 2022. Hämtad 17 februari 2022.
- [15] formlabs. Flexible and elastic, 2022. Hämtad 17 februari 2022.
- [16] SubsTech. Shore (durometer) hardness test, 2013. Hämtad 17 februari 2022.
- [17] ID Gavardinas and AE Giannakopoulos. An indentation methodology for measuring the elastic properties of biological patches used in human carotid endarterectomy. *Procedia Structural Integrity*, 10:18–24, 2018.
- [18] Formlabs. Using elastic 50a resin, 2022. Hämtad 12 maj 2022.
- [19] Formlabs. Materials for high resolution models and rapid prototyping. Hämtad 17 maj 2022.
- [20] 1177 Vårdguiden. Datortomografi, 2021. Hämtad 5 juni 2022.
- [21] Tami D DenOtter and Johanna Schubert. Hounsfield unit. 2019.
- [22] Charles T Dotter, DOUGLAS J ROBERTS JR, and Israel Steinberg. Aortic length: angiocardiographic measurements. *Circulation*, 2(6):915–920, 1950.
- [23] Bartosz Rylski, Camila Muñoz, Friedhelm Beyersdorf, Matthias Siepe, Diana Rysler, Thierry Carrel, Florian Schoenhoff, Christian Schlensak, Mario Lescan, Hans-Henning Eckstein, et al. How does descending aorta geometry change when it dissects? *European journal of cardio-thoracic surgery*, 53(4):815–821, 2018.
- [24] Farooq A Choudhry, John T Grantham, Ansaar T Rai, and Jeffery P Hogg. Vascular geometry of the extracranial carotid arteries: an analysis of length, diameter, and tortuosity. *Journal of neurointerventional surgery*, 8(5):536–540, 2016.
- [25] Yuba Raj Limbu, Ghanshyam Gurung, Rabi Malla, Rajib Rajbhandari, and Shyam Raj Regmi. Assessment of carotid artery dimensions by ultrasound in non-smoker healthy adults of both sexes. *Nepal Medical College journal: NM CJ*, 8(3):200–203, 2006.
- [26] Porntip Boonruangsri, Bussakorn Suwannarong, Kowit Chaisiwamongkol, Wiphawi Hipkaeo, Yanyong Toomsan, and Sitthichai Iamsaard. Morphometric analysis of the iliac arterial lengths in normal and abnormal aortoiliac arteries (tortuosity, kinking and aneurysm) conditions. *Srinagarind Medical Journal*, 30(4):352–387, 2015.
- [27] Stefan Toggweiler, Jonathon Leipsic, Ronald K Binder, Melanie Freeman, Marco Barbanti, Robin H Heijmen, David A Wood, and John G Webb. Management of vascular access in transcatheter aortic valve replacement: part 1: basic anatomy, imaging, sheaths, wires, and access routes. *JACC: Cardiovascular Interventions*, 6(7):643–653, 2013.
- [28] Shao-Ping Nie, Edmundo Patricio Lopes Lao, Xiao Wang, Xin-Min Liu, Yan Qiao, Jun Li, Tai-Yang Luo, Yin Zhang, Chang-Qi Jia, and Chang-Sheng Ma. Angiographic evaluation of a new technique for common femoral artery access: the inguinal ligament-guided approach. *International journal of cardiology*, 168(2):1542–1544, 2013.