

Joffrey van Prehn

CTA	computed tomography angiography
ECG	elektrocardiogram
EVAR	endovascular aneurysm repair
IVUS	intravascular ultrasound
MRI	magnetic resonance imaging

Dynamic morphology of the aorta. Pre- and postoperative imaging

Wanneer een aneurysma van de aorta scheurt ontstaat een levensbedreigende situatie. Van 1991 tot en met 2000 zijn in Nederland 5593 patiënten geopereerd voor een geruptureerd abdominaal aneurysma [1]. De perioperatieve mortaliteit van deze spoedingreep is ongeveer 40% [1]. Omdat circa 50% van de patiënten met een ruptuur overlijdt voordat het ziekenhuis bereikt wordt, is de totale sterfte nog hoger [2]. Het risico van een ruptuur van een aneurysma neemt toe met de grootte van het aneurysma [3].

Om een ruptuur te voorkomen kan een aneurysma electief chirurgisch behandeld worden. Hierbij wordt een afweging gemaakt tussen enerzijds de levensverwachting van de patiënt en de kans op overlijden door een ruptuur, en anderzijds het risico van de operatie. De traditionele operatie is middels open chirurgie, waarbij een prothese wordt ingehecht in het zieke, verwijde deel van de aorta. Hiervoor is echter een grote buikoperatie nodig, waarbij de aorta afgeklemd moet worden. Deze open methode is zeer belastend voor de patiënt, wordt veelal gevolgd door een opname op de intensive care, en gaat gepaard met een hoge perioperatieve mortaliteit (~5%) [4,5]. De aanzienlijke mortaliteit en risico's van deze open chirurgie hebben geleid tot de ontwikkeling van een minder invasieve benadering.

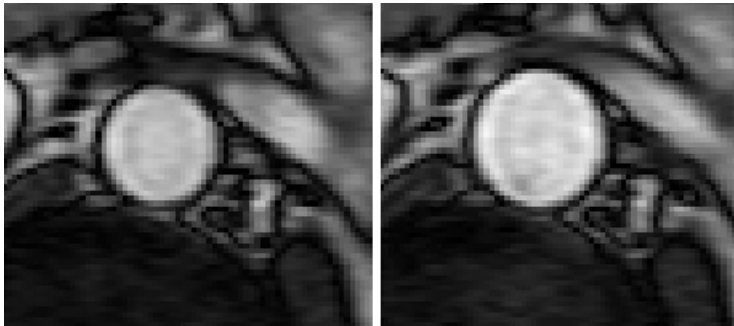
Endovasculaire aneurysma-uitschakeling

In 1991 werd de eerste endovasculaire aneurysma-uitschakeling (Endovascular Aneurysm Repair = EVAR) beschreven door Parodi et al. in Argentinië [6] en door Volodos et al. in de Oekraïne [7]. Bij deze endovasculaire reparatie wordt een opgevouwen vaatprothese – ook wel stentgraft of endograft – via de lies of iliacaal slagaders opgevoerd in de aorta. Ter plekke van het aneurysma wordt de stentgraft ontplooid, zodat het aneurysma van de circulatie afgesloten wordt. Op deze manier wordt de aneurysmazak ontlast van de systemische druk en kan een ruptuur voorkomen worden. Inmiddels hebben grote klinische onderzoeken bewezen dat electieve EVAR de perioperatieve mortaliteit ten opzichte van de traditionele open chirurgie verbetert [4,5]. De langetermijnresultaten, enkele jaren na de operatie, lijken erop te wijzen dat de totale sterftcijfers tussen de groepen met endovasculaire en open chirurgie niet verschillen, hoewel de aneurysma-gerelateerde sterfte in de endovasculaire groep wel lager lijkt [8].

De groeiende populariteit van en ervaring met abdominale EVAR heeft ertoe geleid dat ook aneurysmata, dissecties en rupturen van de thoracale aorta endovasculair behandeld kunnen worden [9-13]. Verder bestaan er aanwijzingen dat EVAR ook bij de acute behandeling van symptomatische en geruptureerde abdominale aneurysmata gunstiger uitkomsten heeft in vergelijking met open chirurgie [14,15]. Nieuwe ontwikkelingen zijn operaties die deels open en deels endovasculair worden uitgevoerd, zodat ook aandoeningen van de proximale aorta (aorta ascendens) en de aortaboog behandeld kunnen worden [16,17]. De meest recente vooruitgang is de ontwikkeling van stentgrafts met zijtakken, zodat ook patiënten met een complexe anatomie behandeld kunnen worden, zonder belangrijke zijtakken van de aorta (zoals de aa. renales) te overstenten en af te sluiten [18,19].

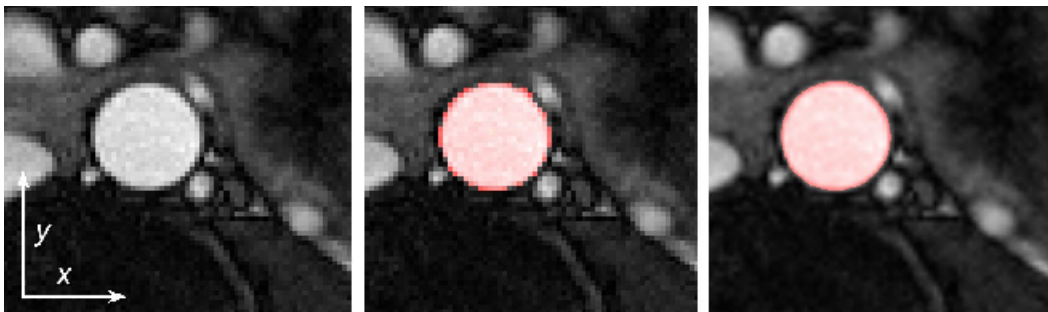
Het ontwerp van stentgrafts wordt continu aangepast en geoptimaliseerd [20-21]. Echter, na EVAR worden nog steeds complicaties gezien, waarvan endolekkage en stentgraftmigratie de belangrijkste zijn [22-25]. Een endolekkage is lekkage van bloed in de aneurysmazak, waardoor het aneurysma weer onder druk komt te staan en het risico van een ruptuur blijft bestaan [26]. Stentgraftmigratie is het verschuiven of afglijden van de stentgraft; het is potentieel gevaarlijk omdat het kan leiden tot proximale endolekkage (lekkage langs de bovenkant van de stent) met

het risico van een ruptuur. Deze complicaties zijn de belangrijkste beperkende factoren voor een duurzaam endovasculair herstel. Vergeleken met open chirurgie zijn bij endovasculaire behandeling dan ook meer heroperaties nodig [8]. Deze heroperaties worden meestal veroorzaakt door problemen in de proximale aneurysmanek (het gezonde gedeelte van de aorta boven het aneurysma waar de prothese eindigt en zich hecht aan de aorta): de aneurysmanek is de achilleshiel van EVAR [27]. De duurzaamheid van EVAR kan vergroot worden door een adequate proximale fixatie van de stentgraft, zodat migratie voorkomen wordt. Verder is een goede proximale afdichting tussen de stentgraft en de vaatwand van de aorta nodig om proximale endolekkage te voorkomen. Een adequate fixatie en afdichting kunnen worden bereikt door een optimaal stentgraftontwerp en een juiste maatvoering van de stentgraft.



Figuur 1

Transversale doorsnede van de abdominale aorta met minimale (links) en maximale oppervlakte (rechts) tijdens de hartslag. Beelden zijn vervaardigd met retrospective ECG-gated balanced fast field echo MRI.



Figuur 2

Transversale doorsnede van de abdominale aorta (balanced fast field echo MRI). Het middelste beeld illustreert segmentatie van de aorta (rood) op basis van de voxelintensiteit. Radius en oppervlakteverandering worden gemeten met behulp van aortasegmentatie in elk van de 16 verkregen beelden tijdens de hartslag. Supersampling van de beelden in de x- en y-richting resulteert in minder discretisatie-artifecten bij het bepalen van de radiusverandering (rechts).

Onderzoekingen en conclusies

In hoofdstuk 2.1 is een systematisch literatuuronderzoek uitgevoerd met als doel de invloed van proximale stentgraft oversizing (grotere maat stentgraft ten opzichte van de aortadiameter van de proximale aneurysmanek) op het ontstaan en voorkomen van complicaties na EVAR te onderzoeken. De studies naar de relatie tussen oversizing en stentgraftmigratie tonen tegenstrijdige resultaten, hoewel het lijkt dat meer dan 30% oversizing het risico van migratie vergroot. Aan de andere kant lijkt oversizing tot 25% het ontstaan van proximale endolekkage te voorkomen. Er bleek geen duidelijke relatie tussen oversizing en late aneurysmanekverwijding. De meeste studies die het ontstaan van aneurysmanekverwijding onderzochten zijn minder betrouwbaar door een inadequante methodologie. Gezien het feit dat het ontwerp van stentgrafts continu ontwikkeld en aangepast wordt, is verder onderzoek nodig naar de relatie tussen

stentgraft oversizing en het ontstaan van aneurysmanekverwijding, migratie en proximale endolekkage.

Hoofdstuk 2.2 beschrijft een nieuwe bevinding en toont belangrijke verschillen in pre- en postoperatieve aortadiameters bij een patiënt met een traumatische ruptuur van de thoracale aorta en hypovolemische shock. Deze casus illustreert dat adequate preoperatieve maatvoering voor endovasculair herstel van vaataandoeningen bij patiënten in shock gecompliceerd is. De aorta lijkt een dynamisch vat met diameterveranderingen afhankelijk van de (hypo)volemische staat van de patiënt.

Een andere complicerende factor bij de maatvoering van stentgrafts is dat de maat wordt bepaald op basis van statische CTA-beelden. De diameter van de aorta verandert echter tijdens de hartcyclus als gevolg van de pulsatiele bloedstroom en elasticiteit van de aortawand [28-33]. Statische CTA-beelden van de aneurysmanek worden gemaakt in een fractie van de hartcyclus en kunnen dus de aorta met de maximale diameter, minimale diameter of ergens tussenbeide afbeelden. Kennis van deze dynamische vormveranderingen van de aorta tijdens de hartslag kan leiden tot een beter stentgraftontwerp, kan consequenties hebben voor de maatvoering van de stentgraft en biedt mogelijk meer inzicht in het ontstaan en de ontwikkeling van aneurysmata.

De dynamiek van de aorta kan worden afgebeeld door middel van ECG-geleide CTA en MRI [29,30], M-mode echografie [32] en intravasculaire echografie (IVUS) [33]. Met speciale verwerking van de verkregen beelden (post-processing) kunnen de beweging en oprekking van de aorta tijdens de hartslag gekwantificeerd worden. In de hoofdstukken 3.1 en 3.2 hebben we ECG-geleide CTA, met acht gereconstrueerde datasets tijdens de hartslag, gebruikt om de dynamiek van de aorta in kaart te brengen. In de hoofdstukken 4.1, 4.2 en 4.3 hebben we ECG-geleide MRI-datasets, met zestien beelden tijdens de hartslag, gebruikt om de bewegingen van de aorta in kaart te brengen. Zowel met ECG-geleide CTA als MRI hebben we onze metingen verricht in een vlak loodrecht op de aorta.

In hoofdstuk 3.1 vonden we, bij patiënten met een abdominaal aneurysma, een indrukwekkende dynamiek van de ascenderende thoracale aorta en de zijtakken van de aortaboog, met een grote variëteit aan driedimensionale bewegingen. In de ascenderende aorta varieerde de gemiddelde oppervlakteverandering tijdens de hartslag van 2 tot 20%. De beweging van (het massamiddelpunt van) de aorta, varieerde van 1 tot 9 mm in het beeldvlak loodrecht op de aorta. Bij het ontwerpen van toekomstige stentgrafts voor het ascenderende gedeelte van de aorta, al dan niet met zijtakken in de prothese, moet rekening gehouden worden met de dynamiek van de aorta, omdat dit mogelijk consequenties heeft voor de duurzaamheid, stentgraft-vaatwandafdichting en de uiteindelijke en succesvolle klinische uitkomst.

Hoofdstuk 3.2 beschrijft een significante oprekking van de thoracale aortaboog en het descenderende gedeelte van de aorta, tijdens de hartslag, bij patiënten met een aneurysma van de aorta descendens. De oprekking van de aorta werd gemeten voor en na stentgraftplaatsing, op plekken rondom de aneurysmanek, waar het bovenste gedeelte van de stentgraft zich aan de aorta hecht. De gemeten oprekking tijdens de hartslag varieerde van 3 tot 12% voor de diameter en van 2 tot 20% voor de oppervlakte. De oprekking bleef behouden na stentgraftplaatsing en varieerde per patiënt. Waarschijnlijk varieert de klinische relevantie van de oprekking ook per patiënt. Onze hypothese is dat de patiënten met veel oprekking juist die patiënten zijn die het risico lopen op (stentgraft)fixatie-gerelateerde complicaties. In de thoracale aorta lijkt een meer liberaal oversizing-regime van minimaal 20% beter. De oprekking van de aorta bleef behouden na stentgraftplaatsing: de krachten die op de stentgraft werken na implantatie hebben mogelijk meer invloed dan tot nu toe aangenomen door de stentgraftfabrikanten. Dit kan consequenties hebben voor de duurzaamheid van de huidige stentgrafts. Ten slotte duiden onze waarnemingen op een asymmetrische oprekking van de aorta.

We hebben een beeldverwerkingstechniek ontwikkeld om de asymmetrie van de aortaoprekking vast te stellen en te kwantificeren, waarbij we gebruik maken van ECG-geleide MRI-datasets.

Eerst wordt de resolutie van de verkregen beelden kunstmatig verhoogd (supersampling), en vervolgens wordt de aorta gesegmenteerd in elk van de zestien verkregen beelden tijdens de hartslag. De radiusverandering tijdens de hartslag wordt gemeten en geplot in een polaire plot. Een ellips wordt gefit over de plot en de radiusverandering over de grote en kleine as van de ellips wordt berekend. In hoofdstuk 4.1 hebben we de accuratesse van deze methode onderzocht, door middel van een digitaal model van een pulsatiele aorta met verschillende maten van oprekking en asymmetrie. De ellipsfitechniek geeft goede resultaten met zowel een isotroop als anisotroop scanprotocol. Radiusveranderingen van 5% konden gemeten worden met een maximale meetfout van 0,2%. De grootte en de mate van asymmetrie van de oprekking werd het best gemeten wanneer de radiusverandering groter was dan 5%.

Hoofdstuk 4.2 biedt een referentiekader voor dynamische onderzoek van de aorta bij patiënten met een aandoening van de aorta. Bij jonge gezonde vrijwilligers varieerde de oprekking van de (niet pathologische) aorta, uitgedrukt als radiusverandering, op verschillende niveaus van 14% tot 41%, toenemend van distaal naar proximaal. Dit wijst erop dat endovasculaire behandeling van de aorta bij jonge patiënten, bijvoorbeeld voor traumatische rupturen, meer vraagt van de stentgraft wat duurzaamheid betreft. Verder stelden we vast dat de oprekking van de aorta asymmetrisch is: het elliptische model paste goed op de polaire plots van de radiusverandering. De verschillen tussen de radiusverandering van de aorta over de grote en kleine as waren significant. Verder konden we de meest prominente richting van oprekking vaststellen: deze was hoofdzakelijk anterior-posterior. Er waren kleine variaties in de richting van oprekking per niveau van de aorta. De richting van oprekking zou verklaard kunnen worden door de omgevende structuren en aftakkende vaten. Mogelijk bestaat er een relatie tussen de richting van oprekking en de ontwikkeling en lokalisatie van vaatwandpathologie. Deze studie biedt een waardevol en niet-invasief instrument om de oprekking van de aorta, de lokalisatie en het ontstaan van vaatwandpathologie te onderzoeken.

De dynamische vormveranderingen in de aneurysmanek van abdominale aneurysmata van de aorta werden bestudeerd in hoofdstuk 4.3. Deze studie bevestigde dat de oprekking tijdens de hartslag in deze regio, net als in de gezonde aorta, asymmetrisch was. De radiusverandering over de grote as varieerde van 0,6 tot 2,0 mm. De mate van asymmetrie varieerde per patiënt en per niveau in de aorta. Een asymmetrische oprekking zal het bereiken van een adequate vaatwand-stentgraftafdichting bemoeilijken, vooral bij patiënten met grote radiusveranderingen en een grote mate van asymmetrie. Asymmetrische vormveranderingen (en rek) hangen waarschijnlijk af van de combinatie van de bloedstroomdynamiek en vaatwandeigenschappen, en zijn mogelijk gecorreleerd aan de ontwikkeling van vaatwandschade en aneurysmata.

Beeldvorming tijdens het postoperatieve vervolg van EVAR-patiënten is nodig om een succesvolle exclusie van de aneurysmazak te bevestigen en complicaties uit te sluiten. De huidige gouden standaard is CTA [34,35]. De meest gebruikte parameter voor een succesvolle EVAR-procedure is krimp of groeistand van het aneurysma [36]. Hiertoe wordt meestal de maximale aneurysmadiameter gemeten, hoewel volumemetingen intuïtief sensitiever zijn en het gedrag van de complete aneurysmazak vaststellen [37]. Volumemetingen worden echter niet regelmatig toegepast in de dagelijkse praktijk, omdat deze metingen tijdrovend zijn.

In hoofdstuk 5.1 hebben we een nieuwe en snelle semiautomatische methode onderzocht om het aneurysmavolume te meten, gebruikmakend van CTA-data. Deze methode hebben we vergeleken met een standaard handmatige methode. In deze studie werden volumes gemeten met beide methoden, door twee personen. De intra- en interobservervariabiliteit van de semiautomatische methode was zeer goed (4,1% en 5,7%) en vergelijkbaar met de standaardmethode. De nieuwe methode verkortte de tijd nodig voor een volumemeting substantieel, wat mogelijk de klinische implementatie van volumemetingen in de dagelijkse praktijk faciliteert.

Ten slotte hebben we in hoofdstuk 5.2 de semiautomatische methode gebruikt om aneurysmavolumes te meten tijdens het vervolg van patiënten na een EVAR-procedure.

Aneurysmavolume, maximale transversale diameter en maximale loodrechte diameter werden gemeten op postoperatieve CTA-scans één, twee en drie jaar na EVAR. Diametermetingen stelden in (maximaal) 44% van de gevallen een volumetoename en in 54% van de gevallen een volumeafname vast. Volumemetingen zijn gevoeliger voor het vaststellen van aneurysmazakgroei en -afname, hoewel in bepaalde gevallen de maximumdiameter toenam zonder een volumetoename. Tijdens het postoperatieve vervolg na EVAR lijkt er een variëteit aan driedimensionale morfologische veranderingen van de aneurysmazak te ontstaan. Een lokale diametertoename zou kunnen duiden op lokaal toegenomen druk op en/of degeneratie van de aortawand. Wij adviseren volumemetingen te gebruiken als toevoeging op diametermetingen.

Concluderend tonen de studies in dit proefschrift duidelijk aan dat de aorta een dynamisch vat is, met morfologieveranderingen tijdens de hartslag. We hebben deze vormveranderingen succesvol afgebeeld en gekwantificeerd op verschillende niveaus in de aorta, zowel in de aortanek van patiënten met aneurysmatische verwijding van de aorta alsook in de non-pathologische aorta van gezonde vrijwilligers. In toevoeging op deze vormverandering tijdens de hartcyclus vertonen abdominale aneurysmata van de aorta ook driedimensionale morfologische veranderingen tijdens het postoperatieve vervolg na een EVAR-procedure.

Aanbevelingen

Op basis van onze studies zouden we het volgende aan willen bevelen:

- 20% proximale oversizing van abdominale stentgrafts, ten opzichte van de gemeten diameter van de aneurysmanek, heeft de voorkeur wanneer er gemeten wordt op statische CT-beelden;
- wanneer de diameter van de aorta wordt gemeten bij een patiënt met een traumatische ruptuur en hypovolemische shock moet het risico van undersizing (het aanmeten van een te kleine stentgraft) erkend worden;
- dynamische metingen zijn belangrijk voor optimale stentgraftmaatvoering;
- dynamische metingen zijn nog belangrijker voor optimale stentgraftmaatvoering bij jongere patiënten, doordat de oprekking van de aorta tijdens de hartslag en het risico van mis-sizing (een onjuiste maatvoering) groter zijn;
- het ontwerp van een stentgraft moet de continue pulsatiele en asymmetrische oprekking van de aorta kunnen weerstaan en volgen;
- volumemetingen zouden, in toevoeging op diametermetingen, een plaats moeten hebben bij het postoperatieve vervolg van EVAR.

Hypothesen

Op basis van onze studies komen we tot de volgende hypothesen:

- de grootte en de mate van asymmetrie van de preoperatieve oprekking van de aorta tijdens de hartslag ter plaatse van de afdichtingsplekken (sealing zones) van de stentgraft zijn voorspellers van de klinische uitkomst na EVAR;
- de dynamische morfologische veranderingen van de aorta zijn gecorreleerd aan vaatwandeigenschappen en uiteindelijk aan de lokalisatie en ontwikkeling van vaatpathologie.

Toekomstperspectieven

Ondanks het feit dat we de dynamische morfologie van de aorta uitgebreid in kaart hebben gebracht, zijn er lacunes voor toekomstig onderzoek, die onderverdeeld kunnen worden in vier gebieden: (1) de uitbreiding van dynamische beeldvormingstudies naar andere gedeelten van de aorta en zijtakken van de aorta; (2) verbetering van de technische mogelijkheden van beeldvorming en analyse; (3) de uitvoering van translationele studies; en (4) de koppeling van dynamische beeldvormingstudies aan histopathologische bevindingen.

Ten eerste moeten de dynamische beeldvormingstudies uitgebreid worden naar andere gedeelten van de aorta en zijtakken van de aorta. Zo zien we met gebruik van dynamische CT-datasets ook een duidelijke beweging van de iliacaal slagaders. Misschien verdienen, naast de proximale afdichting in de aneurysmanek, ook de distale fixatiegebieden onze aandacht. Deze distale gebieden spelen mogelijk ook een rol bij de preventie en het ontstaan van stentgraftmigratie [38]. De beweging van de zijtakken van de thoracale aorta hebben we bestudeerd in hoofdstuk 3.1, evenals de beweging van de nierslagaders in een eerdere studie [39]. De verdere ontwikkeling en toepassing van stentgrafts met zijtakken rechtvaardigt verder onderzoek naar de beweging van andere zijtakken zoals de truncus coeliacus en de a. mesenterica inferior.

Ten tweede kunnen de technische mogelijkheden van beeldvorming en analyse verder verbeterd worden. In onze studies hebben we een 2D-t (tweedimensionale + tijd)-aanpak gebruikt met beeldvlakken loodrecht op de aorta. Idealiter wordt een 3D-t (driedimensionale + tijd)-aanpak gebruikt om ook longitudinale veranderingen van de aorta te bestuderen. Met ECG-geleide CTA hebben we acht volumetrische datasets tijdens de hartslag verkregen. De belangrijkste beperking is dus de beeldverwerkingsmethode; deze moet verbeterd worden, zodat dynamische volumetrische analyse van de aorta mogelijk wordt. De constructie van een centrale (lumen) lijn door de aorta – waarlangs lengtemetingen gedaan kunnen worden – tijdens elke hartfase, zou een mogelijkheid zijn om elongatie van de aorta tijdens de hartslag te kunnen bestuderen. ECG-geleide MRI geeft beter wekedelencontrast vergeleken met CT en biedt ook de mogelijkheid tot acquisitie van volumetrische data. Echter, momenteel is zulke acquisitie niet klinisch toepasbaar gezien de extreem lange scantijd. Mogelijk wordt dit in de toekomst overkomen door verbetering van scanapparatuur en -protocollen. Er bestaat een MRI-techniek die het mogelijk maakt door middel van tagging de driedimensionale lokale bewegingen en vervormingen van de cardiale vaatwand te bestuderen [40,41]. De sequenties die hiervoor gebruikt worden resulteren in (gesatureerde) rasterlijnen op de verkregen beelden; vervolgens worden de vervorming en beweging van deze rasterlijnen gemeten. Toepassing van deze techniek kan mogelijk uitgebreid worden naar tagging van de aortawand om de driedimensionale beweging te bestuderen. Uiteindelijk zou een instrument en scanprotocol ontwikkeld moeten worden om dynamische visualisatie van de aorta en dynamische maatvoering van stentgrafts in de praktijk mogelijk te maken.

Verder is het na al onze observationele studies nu nodig om translationele onderzoeken uit te voeren. Deze onderzoeken zullen moeten aantonen of de patiënten met een grotere mate van oprekking en asymmetrie van de aorta tijdens de hartslag daadwerkelijk de patiënten zijn met een groter risico van het ontstaan van proximale endolekkage, stentgraftmigratie en gecompromiteerde duurzaamheid van het endovasculaire herstel. Idealiter wordt in de toekomst het risico van postoperatieve complicaties gestratificeerd door middel van een model waarin de mate van oprekking en asymmetrie verwerkt is. Deze risicostatificatie zou consequenties kunnen hebben voor de intensiteit van het persoonlijke postoperatieve vervolgschema van patiënten die een EVAR-procedure ondergaan. ECG-geleide CTA kan naast verbetering van stentgraftmaatvoering ook gebruikt worden voor preoperatieve cardiale risicostatificatie [42]. Klinische implementatie van dynamische beeldvorming voor de preoperatieve planning van EVAR zou daarom kunnen leiden tot zowel een betere patiënt- als een betere stentgraftselectie.

Ten slotte zijn de oprekking en morfologische veranderingen van de aorta tijdens de hartslag waarschijnlijk gerelateerd aan de bloedstroomdynamiek, de daaruit volgende hemodynamische krachten op de aortawand en de eigenschappen van de aortawand. Toekomstig onderzoek moet erop gericht zijn deze elementen te synthetiseren en de hemodynamische karakteristieken en oprekking van de aorta(fysiologie) te koppelen aan de architectuur van de aortawand(histologie). Hopelijk wordt het in de toekomst mogelijk de lokalisatie en ontwikkeling van vaatpathologie, zoals aneurysmata en uiteindelijk aneurysmarupturatie, te verklaren en te voorspellen.

Utrecht, 9 april 2009

Dr. J. van Prehn

Promotoren:

Prof.dr. F.L. Moll, Vaatchirurgie UMCU

Prof.dr.ir. M.A. Viergever, Image Sciences Institute, UMCU

Copromotoren:

Dr.ir L.W. Bartels, Image Sciences Institute, UMCU

Dr. J.A. van Herwaarden, Vaatchirurgie UMCU

Literatuur

1. Visser P, Akkersdijk GJ, Blankensteijn JD. In-hospital operative mortality of ruptured abdominal aortic aneurysm: a population-based analysis of 5593 patients in The Netherlands over a 10-year period. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2005;30:359-64.
2. Drott C, Arfvidsson B, Ortenwall P, Lundholm K. Age-standardized incidence of ruptured aortic aneurysm in a defined Swedish population between 1952 and 1988: mortality rate and operative results. *Br J Surg* 1992;79:175-9.
3. Lederle FA, Johnson GR, Wilson SE, Ballard DJ, Jordan WD Jr, Blebea J, et al. Rupture rate of large abdominal aortic aneurysms in patients refusing or unfit for elective repair. *JAMA* 2002;287:2968-72.
4. Greenhalgh RM, Brown LC, Kwong GP, Powell JT, Thompson SG. Comparison of endovascular aneurysm repair with open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1), 30-day operative mortality results: randomised controlled trial. *Lancet* 2004;364:843-8.
5. Prinssen M, Verhoeven EL, Buth J, Cuypers PW, van Sambeek MR, Balm R, et al. A randomized trial comparing conventional and endovascular repair of abdominal aortic aneurysms. *N Engl J Med* 2004;351:1607-18.
6. Parodi JC, Palmaz JC, Barone HD. Transfemoral intraluminal graft implantation for abdominal aortic aneurysms. *Ann Vasc Surg* 1991;5:491-9.
7. Volodos NL, Karpovich IP, Troyan VI, Kalashnikova YuV, Shekhanin VE, Ternyuk NE, et al. Clinical experience of the use of self-fixing synthetic prostheses for remote endoprosthetics of the thoracic and the abdominal aorta and iliac arteries through the femoral artery and as intraoperative endoprosthesis for aorta reconstruction. *Vasa Suppl* 1991;33:93-5.
8. Endovascular aneurysm repair versus open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1): randomised controlled trial. *Lancet* 2005;365:2179-86.
9. Makaroun MS, Dillavou ED, Wheatley GH, Cambria RP. Five-year results of endovascular treatment with the Gore TAG device compared with open repair of thoracic aortic aneurysms. *J Vasc Surg* 2008;47:912-8.
10. Xu SD, Huang FJ, Yang JF, Li ZZ, Wang XY, Zhang ZG, et al. Endovascular repair of acute type B aortic dissection: early and mid-term results. *J Vasc Surg* 2006;43:1090-5.
11. Hoorweg LL, Dinkelman MK, Goslings JC, Reekers JA, Verhagen HJ, Verhoeven EL, et al. Endovascular management of traumatic ruptures of the thoracic aorta: a retrospective multicenter analysis of 28 cases in The Netherlands. *J Vasc Surg* 2006;43:1096-102; discussion 1102.
12. Vrancken Peeters MP, Muhs BE, Van Der Linden E, Arnofsky A, Akkersdijk GP, Verhagen HJ. Endovascular treatment of traumatic ruptures of the thoracic aorta. *J Cardiovasc Surg (Torino)* 2007;48:557-65.
13. Mohan IV, Hitos K, White GH, Harris JP, Stephen MS, May J, et al. Improved outcomes with endovascular stent grafts for thoracic aorta transections. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2008.
14. Sadat U, Boyle JR, Walsh SR, Tang T, Varty K, Hayes PD. Endovascular vs open repair of acute abdominal aortic aneurysms - A systematic review and meta-analysis. *J Vasc Surg* 2008;36:152-7.
15. Hoorweg LL, Wisselink W, Vahl A, Balm R. The Amsterdam Acute Aneurysm Trial: suitability and application rate for endovascular repair of ruptured abdominal aortic aneurysms. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2007;33:679-83.
16. Bergeron P, Coulon P, De Chaumaray T, Ruiz M, Mariotti F, Gay J, et al. Great vessels transposition and aortic arch exclusion. *J Cardiovasc Surg (Torino)* 2005;46:141-7.
17. Diethrich EB, Ghazoul M, Wheatley GH 3rd, Alpern JB, Rodriguez-Lopez JA, Ramaiah VG. Great vessel transposition for antegrade delivery of the TAG endoprosthesis in the proximal aortic arch. *J Endovasc Ther* 2005;12:583-7.
18. Greenberg RK, West K, Pfaff K, Foster J, Skender D, Haulon S, et al. Beyond the aortic bifurcation: branched endovascular grafts for thoracoabdominal and aortoiliac aneurysms. *J Vasc Surg* 2006;43:879-86; discussion 886-7.
19. Muhs BE, Verhoeven EL, Zeebregts CJ, Tielliu IF, Prins TR, Verhagen HJ, et al. Mid-term results of endovascular aneurysm repair with branched and fenestrated endografts. *J Vasc Surg* 2006;44:9-15.
20. Brooks M, Loftus I, Morgan R, Thompson M. The Valiant thoracic endograft. *J Cardiovasc Surg (Torino)* 2006;47:269-78.
21. Haider SE, Najjar SF, Cho JS, Rhee RY, Eskandari MK, Matsumura JS, et al. Sac behavior after aneurysm treatment with the Gore Excluder low-permeability aortic endoprosthesis: 12-month comparison to the original Excluder device. *J Vasc Surg* 2006;44:694-700.
22. Carpenter JP. Midterm results of the multicenter trial of the powerlink bifurcated system for endovascular aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg* 2004;40:849-59.

23. Greenberg RK, Chuter TA, Cambria RP, Sternbergh WC 3rd, Fearnot NE. Zenith abdominal aortic aneurysm (AAA) endovascular graft. *J Vasc Surg* 2008;48:1-9.
24. Sheehan MK, Ouriel K, Greenberg R, McCann R, Murphy M, Fillinger M, et al. Are type II endoleaks after endovascular aneurysm repair endograft dependent? *J Vasc Surg* 2006;43:657-61.
25. Tonnessen BH, Sternbergh WC 3rd, Money SR. Mid- and long-term device migration after endovascular abdominal aortic aneurysm repair: a comparison of AneuRx and Zenith endografts. *J Vasc Surg* 2005;42:392-400; discussion 400-1.
26. White GH, Yu W, May J, Chaufour X, Stephen MS. Endoleak as a complication of endoluminal grafting of abdominal aortic aneurysms: classification, incidence, diagnosis, and management. *J Endovasc Surg* 1997;4:152-68.
27. van Herwaarden JA, van de Pavoordt ED, Waasdorp EJ, Albert Vos J, Overtoom TT, Kelder JC, et al. Long-term single-center results with AneuRx endografts for endovascular abdominal aortic aneurysm repair. *J Endovasc Ther* 2007;14:307-17.
28. Malina M, Lanne T, Ivancev K, Lindblad B, Brunkwall J. Reduced pulsatile wall motion of abdominal aortic aneurysms after endovascular repair. *J Vasc Surg* 1998;27:624-31.
29. van Herwaarden JA, Bartels LW, Muhs BE, Vincken KL, Lindeboom MY, Teutelink A, et al. Dynamic magnetic resonance angiography of the aneurysm neck: conformational changes during the cardiac cycle with possible consequences for endograft sizing and future design. *J Vasc Surg* 2006;44:22-8.
30. Muhs BE, Vincken KL, van Prehn J, Stone MK, Bartels LW, Prokop M, et al. Dynamic cine-CT angiography for the evaluation of the thoracic aorta; insight in dynamic changes with implications for thoracic endograft treatment. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2006;32:532-6.
31. Teutelink A, Muhs BE, Vincken KL, Bartels LW, Cornelissen SA, van Herwaarden JA, et al. Use of dynamic computed tomography to evaluate pre- and postoperative aortic changes in AAA patients undergoing endovascular aneurysm repair. *J Endovasc Ther* 2007;14:44-9.
32. Goergen CJ, Johnson BL, Greve JM, Taylor CA, Zarins CK. Increased anterior abdominal aortic wall motion: possible role in aneurysm pathogenesis and design of endovascular devices. *J Endovasc Ther* 2007;14:574-84.
33. Arko FR, Murphy EH, Davis CM 3rd, Johnson ED, Smith ST, Zarins CK. Dynamic geometry and wall thickness of the aortic neck of abdominal aortic aneurysms with intravascular ultrasonography. *J Vasc Surg* 2007;46:891-7.
34. Fillinger MF. Postoperative imaging after endovascular AAA repair. *Semin Vasc Surg* 1999;12:327-38.
35. Stavropoulos SW, Charagundla SR. Imaging techniques for detection and management of endoleaks after endovascular aortic aneurysm repair. *Radiology* 2007;243:641-55.
36. Rhee RY, Eskandari MK, Zajko AB, Makaroun MS. Long-term fate of the aneurysmal sac after endoluminal exclusion of abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg* 2000;32:689-96.
37. Wever JJ, Blankensteijn JD, Mali WP, Eikelboom BC. Maximal aneurysm diameter follow-up is inadequate after endovascular abdominal aortic aneurysm repair. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2000;20:177-82.
38. Benharash P, Lee JT, Abilez OJ, Crabtree T, Bloch DA, Zarins CK. Iliac fixation inhibits migration of both suprarenal and infrarenal aortic endografts. *J Vasc Surg* 2007;45:250-7.
39. Muhs BE, Teutelink A, Prokop M, Vincken KL, Moll FL, Verhagen HJ. Endovascular aneurysm repair alters renal artery movement: a preliminary evaluation using dynamic CTA. *J Endovasc Ther* 2006;13:476-80.
40. Moore CC, O'Dell WG, McVeigh ER, Zerhouni EA. Calculation of three-dimensional left ventricular strains from biplanar tagged MR images. *J Magn Reson Imaging* 1992;2:165-75.
41. O'Dell WG, Moore CC, Hunter WC, Zerhouni EA, McVeigh ER. Three-dimensional myocardial deformations: calculation with displacement field fitting to tagged MR images. *Radiology* 1995;195:829-35.
42. Schlosser FJ, Mojibian HR, Dardik A, Verhagen HJ, Moll FL, Muhs BE. Simultaneous sizing and preoperative risk stratification for thoracic endovascular aneurysm repair: role of gated computed tomography. *J Vasc Surg* 2008;48:561-70.

This document was created with Win2PDF available at <http://www.daneprairie.com>.
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.