



**Universiteit
Leiden**
The Netherlands

3D active shape modeling for cardiac MR and CT image segmentation

Assen, Hans Christiaan van

Citation

Assen, H. C. van. (2006, May 10). *3D active shape modeling for cardiac MR and CT image segmentation*. Retrieved from <https://hdl.handle.net/1887/4460>

Version: Corrected Publisher's Version

License: [Licence agreement concerning inclusion of doctoral thesis in the Institutional Repository of the University of Leiden](#)

Downloaded from: <https://hdl.handle.net/1887/4460>

Note: To cite this publication please use the final published version (if applicable).

*'It's supposed to be automatic, but actually
you have to push this button.'*

John Brunner (1934–1995), in *Stand on Zanzibar*

10
Samenvatting en conclusies

10.1 Samenvatting

“De vergrijzing van de bevolking zal met zekerheid gepaard gaan met een toename van de incidentie van chronische aandoeningen, zoals coronair vaatlijden, hartfalen en beroertes (CVA)” [9]. Vanwege de toename in prevalentie van cardiale en cardiovasculaire aandoeningen zal er in de nabije toekomst een toename in diagnostiek en interventies optreden. Nu al neemt de hoeveelheid diagnostiek snel toe, en dientengevolge verrichten ziekenhuizen een toenemend aantal beeldacquisities. Dit leidt tot een enorme hoeveelheid aan beelddata die beoordeeld moet worden, hetgeen niet meer met de hand of visueel door de artsen gedaan kan worden: artsen zullen een groter deel van hun beschikbare tijd nodig hebben voor interactie met de patienten en met hun behandeling. Het ligt dus voor de hand om beoordeling van en diagnosestelling op basis van beelddata tot de hoogst mogelijke graad te automatiseren. Dit is het uitgangspunt en de rechtvaardiging van het onderzoek dat in dit proefschrift is gepresenteerd. In hoofdstuk 1 is de ontwikkeling van een automatische segmentatietechniek voor cardiale toepassingen als het belangrijkste doel van dit onderzoek geformuleerd. De eisen die in hoofdstuk 1 aan zo'n segmentatiemethode werden verbonden zijn:

- segmentatie wordt intrinsiek op een driedimensionale (3D) manier behandeld en moet driedimensionale continuïteit benutten,
- de methode moet toepasbaar zijn op 3D cardiale beelddata van verschillende modaliteiten en verschillende acquisitieprotocollen zonder het onderliggende statistische model te hertrainen,
- de methode moet in staat zijn beelddata te segmenteren onafhankelijk van de oriëntatie van de beeldvlakken in de datasets,
- de methode moet in staat zijn om een dataset te segmenteren met gebruikmaking van slechts enkele beeldvlakken die parallel danwel willekeurig in de ruimte geörienteerd zijn.

Hieronder volgt een samenvatting van de verworvenheden die in de hoofdstukken 2-8 zijn gepresenteerd. Deze samenvatting zal laten zien dat de ontwikkelde methoden gelijkwaardig of beter presteren dan methoden uit de literatuur, terwijl bovendien aan alle bovengenoemde eisen is voldaan.

In hoofdstuk 2 is een haalbaarheidsstudie uitgevoerd om de geschiktheid van het 3D-Active Shape Model (3D-ASM) voor automatische segmentatie van MSCT data van het cardiale linker ventrikel (LV) te evalueren. Er werd aangetoond dat het 3D-ASM, dat werd ontwikkeld op basis van vorminformatie die uit cardiale *MRI* data werd verkregen, toegepast kan worden op cardiale *Multi-Slice CT (MSCT)* data, zonder iets te wijzigen aan de ingebouwde statistische vormkennis. Er is gebleken, dat door het uitsluiten van (statistische) grijswaardeninformatie in de trainingsfase van ons model, dit model toepasbaar werd op data die afkomstig is van een andere modaliteit dan die gebruikt werd voor het verkrijgen van de vormkennis in de trainingsfase.

Informatie over edges was afgeleid met behulp van pixelstrips van één pixel breed en voldoende lang om de overgangen tussen weefsels te bevatten. De posities van weefselovergangen werden verkregen door middel van convolutie van de pixel strips met

een stapfilter. Het model convergeerde goed en leverde op het oog bruikbare contouren voor korte-as datasets (zie fig. 2.5). Daarnaast werd een eerste toepassing op axiale datasets gepresenteerd als bewijs van de validiteit van het concept.

Niettemin, kwantitatieve evaluatie op de korte-as datasets liet zien dat epicardiale ED volumina (bloed plus myocard) systematisch werden overschat door het model, terwijl LV-bloedvolumina systematisch werden onderschat (zie fig. 2.6). De oorzaak van de systematische fouten van dit model ligt mogelijk in het feit dat de apex niet in het model was opgenomen en in sub-optimale parameter instellingen (voor edge detectie en model relaxatie). Daartegenover staat dat uitstekende correlatie factoren werden waargenomen ($R=0.99$) tussen zowel LV-bloedvolumina als epicardiale volumina enerzijds en hun handmatige tegenhangers anderzijds.

Wij hebben aangetoond dat een veelomvattende representatie van de hartvorm verkregen kan worden met behulp van een statistisch model, gebruik makend van data die verkregen is vanuit niet-invasieve modaliteiten. Wij hebben laten zien dat de invariantie van de orgaanvorm met betrekking tot afbeelding met een (andere) modaliteit gebruikt kan worden for herkenningdoeleinden en automatische contourdetectie.

In hoofdstuk 3 werd op het oog een verbetering van de segmentatieresultaten verkregen, vergeleken met de resultaten uit hoofdstuk 2. Dit werd bereikt door het filter-gebaseerde matchingmechanisme te vervangen door een Fuzzy Inference System (FIS). Zodoende werd een robuuster mechanisme geïntroduceerd voor het genereren van informatie ter aanpassing van de posities van de modelpunten. De FIS bleek betrouwbaarder te zijn voor het vinden van nieuwe posities voor modelpunten op basis van Fuzzy C-means-clustering van omliggende weefsels. Verder werd hogere spatiale coherentie verkregen van aanpassingsinformatie die uit rechthoekige stukjes beeldinformatie was afgeleid door toepassing van de FIS. Het model werd toegepast op een beperkte test-dataset die data van zes patiënten bevatte, en dientengevolge werd er geen uitgebreide statistische evaluatie uitgevoerd. Een visuele vergelijking van de resultaten van hoofdstuk 3 en die verkregen met de methode van hoofdstuk 2 liet echter een duidelijke verbetering in de uiteindelijke contouren zien (zie figuren 3.6 en 3.7). Uit kwantitatieve resultaten bleek dat de FIS-gebaseerde methode nauwkeuriger was met betrekking tot het LV-bloedvolume, en preciezer met betrekking tot het totale epicardiale volume.

In hoofdstuk 4 is de Fuzzy Inference System, geïntroduceerd in hoofdstuk 3, uitgebreid beschreven. De FIS behelst classificatie van grijswaarden in verscheidene weefseltypen met behulp van Fuzzy C-means clustering. Zowel het genereren van het model en het gebruik van de mesh als het matchen van het model werden gedetailleerd behandeld. In tabel 4.1 werden de parameters die het gedrag van het model bepalen gepresenteerd. Het op de FIS gebaseerde 3D-ASM werd toegepast op zowel MSCT als MRI datasets (25 MSCT patiënten-datasets en 15 MRI datasets van gezonde vrijwilligers). De resultaten werden uitgebreid kwantitatief geëvalueerd door het meten van punt-naar-punt-afstanden tussen punten op het automatisch segmentatieresultaat en punten op de handmatige segmentaties, door de evaluatie van de kwaliteit van de contouren voor de kliniek, door het uitvoeren van volume-regressieanalyse en met behulp van Bland-Altman-analyse van endocardiale en epicardiale volumina. De resultaten toonden aan, dat met een kleine aanpassing in de fijnafstelling van parameters het op een FIS gebaseerde ASM kon worden aangepast voor toepassing op MRI data of op MSCT data. Ook in dit hoofdstuk werden epicardiale volumina nog marginaal maar systematisch overschat en werden LV-bloedvolumina systematisch overschat (zie fig. 4.11). Niettemin werden voor beide modaliteiten klinisch acceptabele segmentatieresultaten verkregen. De experimentele resultaten bevestigden de

initiële hypothese, dat geen aanpassingen in de trainingsfase van het model vereist zijn. Dit heeft tot gevolg dat er geen noodzaak meer is om invasieve of schadelijke modaliteiten te gebruiken bij het trainen van modellen voor verscheidene beeldmodaliteiten. Gezonde vrijwilligers zullen waarschijnlijk niet vanzelfsprekend plaatsnemen in een CT-scanner óf toestemming hiervoor krijgen met als doel een grote dataset op te bouwen voor het trainen van een statistisch vormmodel voor de segmentatie van CT-beelden. Met het beschikbaar komen van het 3D-ASM dat in hoofdstuk 4 werd gepresenteerd, is dit ook niet meer noodzakelijk, omdat een statistisch vormmodel afgeleid van MRI-trainingsdata ook voldoet.

Met dit resultaat zijn de eerste twee doelen die in sectie 1.3 voor dit gehele onderzoek werden gesteld reeds gerealiseerd. Haalbaarheid van het derde punt werd gedemonstreerd met behulp van het voorbeeld in figuur 2.5(b).

In hoofdstuk 5, werd een optimalisatiemethode gebaseerd op gird-computing gepresenteerd, om optimale instelling te verkrijgen van parameters die het gedrag van het model en het prestatievermogen ervan bepalen bij toepassing van het model op MRI datasets. In dit hoofdstuk is een nieuwe definitie van de modeloppervlakken gebruikt, waarbij nu ook voor het eerst de apex gedefinieerd was. De model mesh werd samengesteld door automatische bepaling van landmarks van de gemiddelde vorm van een LV-atlas die was geconstrueerd door middel van elastische registratie (non-rigid registration) van handmatig gelabelde LV-volumina. De segmentatiekwaliteiten van het model vóór parameteroptimalisatie en na parameteroptimalisatie werden met elkaar vergeleken in zowel de ED als de ES fase met behulp van punt-naar-oppervlakafstandsmetingen van punten op de modelsegmentatie naar de oppervlakken van de handmatige segmentatie die hier als gouden standaard diende. De optimale parameterinstellingen werden gepresenteerd in tabel 5.2.

De evaluatiedataset die in deze studie werd gebruikt bestond uit 30 personen: 15 gezonde vrijwilligers en 15 patiënten. Tabel 5.3 presenteert het uiteindelijke segmentatievermogen dat verkregen werd na optimalisatie van de parameters en laat tevens de percentages van de verbeteringen van het segmentatievermogen (in de orde van grootte van 13-28%) ten opzichte van dat bij eerder gebruikte *ad hoc* instellingen (verkregen uit pragmatische overwegingen) zien van parameters die in deze fijnafstelling zijn meegenomen. Uit dit hoofdstuk concluderen wij dat in het erg actieve en in ontwikkeling zijnde gebied van medische beeldanalyse, grid-technologie onmisbaar is geworden. Grid-technologie verkort de executie-tijd van uitputtende zoekopdrachten en van beeldverwerking op grote schaal, en maakt het daarbij mogelijk om rekenkracht te delen tussen instellingen. Tenslotte, wetenschappelijke ontwikkelingen en afgeleide klinische toepassingen kunnen enorm profiteren van de schaalbaarheid en de rekenkracht van de meest recente grid-methodieken.

In hoofdstuk 6 werden drie methoden bestudeerd om landmarks over de oppervlakken van ons model te verdelen (puntcorrespondentiemethoden). Deze methoden werden tevens geëvalueerd op basis van de segmentatieprestaties die met de respectievelijke modellen konden worden behaald. De drie puntcorrespondentiemethoden zijn:

- de automatische landmark methode in combinatie met de op cardiale elastische registratie gebaseerde atlas (almk, deze werd ook al gebruikt in hoofdstuk 5). Landmarks bepaald voor de atlas worden gepropageerd naar de verscheidene individuele hartvormen in de trainingsdataset.
- de puntcorrespondentiemethode die werd gebruikt in de hoofdstukken 2, 3 en 4, met een regelmatig grid en verkregen door onder gelijke hoeken de handma-

tig verkregen contouren van het myocard te bemonsteren, voor elk hart in de trainingsset (rss).

- een hybride puntenverdeling, welke een mengsel is van de twee andere methoden, verkregen door de gemiddelde vorm van de cardiale op elastische registratie gebaseerde atlas onder gelijke hoeken te bemonsteren en vervolgens de landmarks naar de individuele hartvormen in de trainingsdataset te propageren (rsa).

Alle drie de methoden werden toegepast op dezelfde testpopulatie die al eerder gebruikt werd in hoofdstuk 5. Ook de segmentatiekwaliteit werd op dezelfde manier geëvalueerd.

Geen enkel model was duidelijk beter dan de anderen voor zowel compactheid als generalisatie en specificiteit. Voor modelcompactheid, -generalisatie en -specificiteit lijkt de rss-modeldefinitie ofwel de achterstand ten opzichte van de almk-definitie in te lopen, ofwel haar voorsprong te vergroten indien we overstappen van het 2-kamermodel naar het 1-kamermodel. De voorsprong van rss voor generalisatie bij het 2-kamermodel was echter marginaal. Dit leidt ons naar de volgende hypothese: de almk modeldefinitie is beter dan de rss-modeldefinitie voor het 2-kamermodel, en de rss-puntcorrespondentie is geschikt voor simpele vormen zoals het (circulaire) LV in het 1-kamermodel.

Er moet echter wel opgemerkt worden dat de almk-modeldefinitie niet alleen verschilt van de andere twee met betrekking tot puntcorrespondentie. Het feit dat het almk-model één of twee gesloten apices heeft (respectievelijk voor het 1-kamermodel of het 2-kamermodel) en bij de andere modellen de apex/apices open is/zijn kan ook verantwoordelijk zijn voor verschillen die we waargenomen hebben in de compactheid, generalisatie en specificiteit.

Het bleek onmogelijk om een duidelijk verschil tussen de 2-kamermodellen waar te nemen met betrekking tot segmentatiekwaliteit. De prestatie van het segmentatiealgoritme als geheel werd gehinderd door de aanwezigheid van verstoringe beeldstructuren in het rechter ventrikel, hetgeen juiste vervorming van andere delen van het model (en dus de segmentatie) die hiermee verbonden zijn bemoeilijkte. Experimenten met het 1-kamermodel op handmatig gesegmenteerde data lieten zien dat zowel het rsa- als het almk-model beter presteerde dan het rss-model. Bovendien werden de resultaten van de almk- en rsa-modellen beter, wanneer meer eigenmodes (modes van variatie) werden gebruikt voor de vervorming van de modellen, terwijl het rss-model dan weinig verbetering liet zien. Dit strookt met de observatie dat het rss-model veel van de totale gemodelleerde variatie opslaat in slechts enkele principale eigendeformaties. Op klinische data leek almk slechts weinig beter te presteren dan rsa, gevolgd door rss. Deze verschillen zijn echter niet statistisch significant.

In hoofdstuk 7 werd een 3D-ASM (SPASM genoemd) gepresenteerd, ontwikkeld voor toepassing op dun bemonsterde data sets. Hoewel het onderliggende statistisch vormmodel was verkregen met behulp van dicht bemonsterde beelddata, biedt SPASM een oplossing in de matching-fase om te kunnen omgaan met de afwezigheid van beelddata als gevolg van dunne bemonstering van de omgeving van het hart. Een nieuwe methode voor het aanpassen van de modelvorm gebaseerd op propagatie met Gaussische weging werd voorgesteld. Deze methode maakte de distributie van modelvormaanpassingsinformatie mogelijk van posities waar beelddata aanwezig is naar locaties op het model waar deze informatie *afwezig* is. De afwezigheid van beelddata op meerdere locaties was het gevolg van de dunne bemonstering van de omgeving van het

hart, dat wil zeggen schaarse scanning van de thorax tijdens beeldacquisitie. De propagatie reikte niet verder dan een vooraf gedefinieerde “cut-off” afstand van de informatiebron gemeten over het oppervlak van het model. Met gebruikmaking van grid-technologie werden optimale propagatie-instellingen verkregen voor verscheidene data configuraties (geacquireerd met verschillende MRI-acquisitieprotocollen) waarvoor het propagatiealgoritme werd getest. Voor deze experimenten werd het almk-model uit de hoofdstukken 5 en 6 gebruikt. Optimale instellingen voor de propagatie van de modelvorm-aanpassingsinformatie kunnen teruggevonden worden in tabel 7.1. Segmentatieresultaten (zie tabel 7.3) werden vergeleken met resultaten uit de literatuur en met interobserver variatie verkregen uit handmatige segmentatie.

De prestaties van SPASM op dun bemonsterde data sets was vergelijkbaar met of beter dan de resultaten uit de literatuur, maar iets slechter dan de interobserver variatie van handmatige segmentatie. Terwijl SPASM werd toegepast op slechts vier beeldvlakken, werden bij de andere methodes 8 tot 12 beeldvlakken gebruikt. Bovendien werd SPASM toegepast op beeldvlakken met willekeurige orientaties, onafhankelijk van de orientaties van beeldvlakken die in de trainingsdataset waren opgenomen, terwijl de methoden waarmee werd vergeleken allen beeldvlakken vereisen die gelijke bemonsteringsdichtheid en orientatie hebben als de beeldvlakken aanwezig in hun respectievelijke trainingsdatasets. Gevoeligheid van SPASM voor de plaatsing van het model bij initialisatie is onderzocht met gebruikmaking van grid-technologie. De initiële positie van het model werd verstoord met stappen van 10 mm binnen het bereik van plus en minus 20 mm van de oorspronkelijke initiële positie. De verstoringen werden toegepast in de RV-LV-richting, in de AP-richting en in de richting van de lange-as. De waargenomen gevoeligheden voor de initiële modelpositie laten zien dat initialisatie van het model een belangrijk onderwerp is, maar dat in een bereik van 15-20 mm in alle richtingen de gevolgen van de initiële positie voor de finale segmentatieresultaten minimaal zijn (zie figs. 7.11-7.13).

De toevoeging van het propagatiealgoritme voor modelvorm-aanpassingsinformatie en een Fuzzy Inference System maakte toepassing van SPASM op multi-protocol cardiale dun bemonsterde datasets mogelijk. De resulterende prestaties met betrekking tot segmentatie zijn beter dan of vergelijkbaar met andere 3D modelgebaseerde segmentatiealgoritmen die werken op volledige en dicht bemonsterde datasets met veelal parallelle beeldvlakken. Omdat SPASM geen statistisch grijswaardenmodel bevat, is het toepasbaar op datasets afkomstig van verschillende MRI acquisitieprotocollen zonder aanpassingen te hoeven maken in de onderliggende algoritmen. Met dit resultaat zijn alle doelen die werden gesteld in sectie 1.3 gerealiseerd. Niet alleen toepassing van een 3D-ASM op beeldvlakken met willekeurige orientaties bleek mogelijk, maar ook kan de behaalde segmentatiekwaliteit zich meten met die van andere modellen die in de literatuur zijn beschreven, en welke veel meer beeldvlakken nodig hebben en geen vrijheid toestaan in de orientaties van de beeldvlakken of de bemonsteringsdichtheid van de data.

Tenslotte, in hoofdstuk 8 werd het vermogen van SPASM geëvalueerd met betrekking tot efficiënte reconstructie van de oppervlakken van het LV en accurate volume kwantificatie op basis van een beperkte hoeveelheid beeldinformatie uit dun bemonsterde, en in-vivo geacquireerde, beelddata met verschillende spatiale orientaties. SPASM werd toegepast op radiale lange-as datasets (RAD), korte-as datasets (SA) en op een dataconfiguratie die was samengesteld uit een 2-kamer-aanzicht, een 4-kamer-aanzicht, en twee korte-as beeldvlakken (multi-view, MV) (zie fig. 8.1).

Subsets van de RAD dataset bestaande uit twee beeldvlakken en een aantal subsets van de SA dataset werden gebruikt teneinde te onderzoeken bij welke minimale data

bemonstering SPASM nog toegepast kan worden voordat er significant verschillende (lees: slechtere) segmentatieresultaten worden behaald ten opzichte van de toepassing op een volledige dataset. De segmentatiekwaliteit werd geëvalueerd met punt-naar-oppervlak-afstandsmetingen en met volumina-metingen van het bloed en van het gehele linker ventrikel (bloed en myocard). De resultaten lieten zien dat SPASM op de MV dataset en op de SA-6 dataset (SA dataset bestaande uit zes vlakken) niet significant verschillend presteert dan wanneer SPASM wordt toegepast op de volledige SA dataset (bestaande uit elf vlakken).

Systematische verschillen in modelvolumina na toepassing van SPASM ten opzichte van handmatig gemeten volumina traden op als gevolg van het definiëren van de apex in het almk-model, terwijl in de handmatige segmentaties, die als gouden standaard dienden, de apex niet aanwezig was. Dit geeft aanleiding tot de veronderstelling dat de punt-naar-oppervlak-afstanden tussen handmatige en automatische segmentatieresultaten kleiner zullen uitvallen wanneer zij hiervoor worden gecorrigeerd.

10.2 Conclusies en aanbevelingen

Uit alles wat gepresenteerd is in dit proefschrift, kunnen we concluderen dat alle doelen die we ons gesteld hadden in sectie 1.3 zijn gerealiseerd. De segmentatieresultaten die zijn bereikt zijn vergelijkbaar met of beter dan de resultaten die werden bereikt met veel complexere modellen, die substantieel meer kennis bevatten. Toepasbaarheid van het 3D-ASM en SPASM op MSCT en MRI, en binnen MRI op meerdere acquisitieprotocollen is aangetoond. Toepasbaarheid op 3D echo zal echter in toekomst onderzocht moeten worden.

De modellen die hier gepresenteerd werden, zijn allen gebouwd met en toegepast op cardiaal beeldmateriaal. Niettemin staan de keuzes die gemaakt werden voor de ontwikkeling van de modellen, met slechts kleine aanpassingen, toepassing van deze modellen toe op vele andere organen in het menselijk lichaam. Gebruikmaking van een weefselclassificatiesysteem voor segmentatie maakt toepassing op beelden van verschillende modaliteiten mogelijk. Het achterwege laten van statistische grijswaardenmodellering, waardoor alleen vormkennis is opgebouwd, heeft geleid tot onafhankelijkheid van het model van de orientatie van beeldvlakken waarop het model wordt toegepast. De propagatie van modelvorm-aanpassingsinformatie in SPASM staat toepassing van het model toe zowel op dunner bemonsterde organen, als op dichter bemonsterde organen. Deze verworvenheden tezamen doen vermoeden dat de modellen net zo goed toepasbaar zijn op beeldmateriaal van andere organen dan het hart, gesteld dat de weefsels in en om deze organen goed te classificeren zijn, en onder de voorwaarde dat de vormen van de organen goed kunnen worden gekarakteriseerd met een voor de organen geschikte puntcorrespondentiedefinitie. De nieren, de lever en de longen, bijvoorbeeld, zouden zeer goede kandidaten zijn voor verdere pogingen om de modellen die nu ontwikkeld zijn toe te passen.

In dit onderzoek lag de nadruk vooral op het LV, en slechts weinig aandacht is besteed aan toepassing op meerdere hartkamers. Deze uitbreiding van zowel het normale 3D-ASM (zonder propagatie van modelvorm-aanpassingsinformatie) als SPASM (mét propagatie) is een grote uitdaging. Verscheidene andere groepen hebben reeds onderzoek verricht naar complexe modellen van meerdere hartkamers, LV-RV [18, 103], of van het complete hart inclusief vasculaire structuren [32, 104], of van de linker helft van het hart, bestaande uit het linker ventrikel, het linker atrium, de aorta uitstroomopening (tract) en de longaders [105, 106]. We hebben reeds eerder vermeld dat

genoemde oplossingen gebruikmaken van mechanismen voor statistische grijswaardenmodellering. Naar aanleiding van de behaalde resultaten in dit proefschrift zou de stap richting multi-kamermodellering *zonder* toepassing van statistische grijswaardenmodellering ook gezet moeten worden.

In zo'n multi-kamermodel zullen de eerste (en dus meest belangrijke) vormvariaties waarschijnlijk betrekking hebben op relatieve verschillen in grootte van de verscheidene onderdelen van het model (ventrikels, atria en vaatstructuren). In dat geval zouden deze modes van vormvariatie gebruikt kunnen worden voor computergestuurde diagnose van hartziekten die ofwel vergroting ofwel verkleining van atria of ventrikels veroorzaken, terwijl andere delen van het hart hun normale afmetingen behouden. Hypoplastisch linker hart syndroom is zo'n aangeboren hartafwijking, waarbij het linker hart onderontwikkeld is. Tricuspidalisatresie en pulmonalisklepatresie worden gekarakteriseerd door de afwezigheid van respectievelijk de tricuspidalisklep en de pulmonalisklep. In beide gevallen blijft het rechter ventrikel mogelijk onderontwikkeld. Dergelijke vormafwijkingen zouden dan mogelijk afgelezen kunnen worden uit enkele componenten van de b -vector (zie Eq. 4.5) van de uiteindelijke modelvorm na matching.