

# Kärlsegmentering i tidsupplösta MRI sekvenser

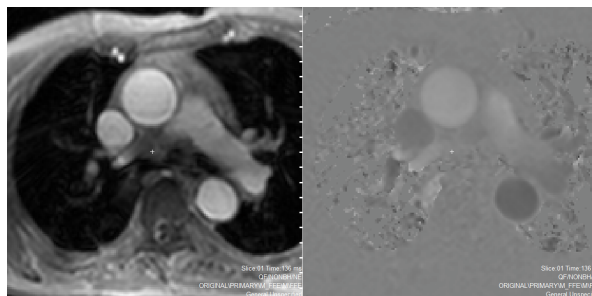
Sebastian Bidhult

*Elektroteknik, Matematikcentrum, Lunds Tekniska Högskola*

23 maj 2013

## 1 Introduktion

Hjärt-kärlsjukdomar är ett stort folkhälsoproblem och står enligt vetenskapsrådet för cirka 45 procent av alla dödsfall i Sverige [1]. Detta gör kardiologi och hjärt-fysiologi till två högt prioriterade fält inom dagens medicin. Icke-invasiva, bildgivande metoder såsom Dator Tomografi (CT), Ultraljud och Magnetisk Resonans Tomografi (MR) har öppnat upp nya möjligheter för läkare att upptäcka och studera sjukdomar och symptom i kroppens cirkulationssystem, och med hjälp av en variant av MR kallad PC-MRI (även MR med faskontrast) kan blodvolym och flöden till och från hjärtat uppmätas. Dessa volymer och flöden kan i sin tur vara till hjälp för att fastställa en mängd olika hjärt-kärlsjukdomar, däribland medfödda hjärtfel, klaffläckage och hjärtsvikt. För att mäta nettoflödet i ett kärl med PC-MRI samlas data in i ett tvådimensionellt bildplan rätvinkligt mot kärnväggen. Resultatet blir två olika videosekvenser av en hjärtcykel i bildplanet: Magnitudbilderna åskådliggör anatomin medan Fasbilderna visar hastigheter in och ut ur planet. Båda sekvenser anses vara tredimensionella eftersom de registrerar data i både x- och y-led över tid, dvs. 2D+T. Ett exempel på ett Magnitud-Fas par visas i Figur 1. Idag kräver flödesmätning med PC-MRI att användaren markerar ut kärnväggen manuellt i alla Magnitudbilder, vilket både tar tid och ger varierande resultat för olika användare. Detta exjobb föreslår en semi-automatisk metod för att utlinjera stora kroppspulsådern i PC-MRI sekvenser, där användaren endast behöver markera ut kärnväggen i en av Magnitudbilderna. Validering sker genom att metodens utlinjeringar och uppmätta nettoflöden jämförs med manuella utlinjeringar i data ifrån sammanlagt 20 patienter.



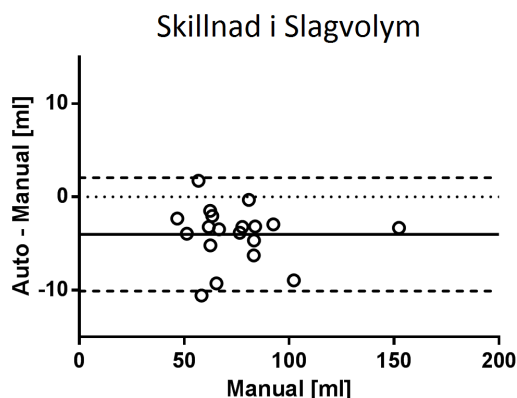
Figur 1: *Exempel på ett Magnitud-Fas bildpar tagna ifrån samma patient och vid samma del av hjärtcykeln. Magnitudbilden(vänster) visar anatomin i bildplanet, medan fasbilden(höger) visar flödes hastigheter in och ut ur planet.*

## 2 Metod

Metoden utvecklades kring följande antagande och krav:

1. Kärlet av intresse skall kunna röra sig avsevärt under den observerade hjärtcykeln utan att metoden blir instabil.
2. Kärlets geometriska form skall bevaras. Däremot ska det tillåtas att expandera och komprimeras i viss mån eftersom dess inre tryck varierar under hjärtcykeln.
3. Kärlet skall gå att visuellt separera ifrån omkringliggande vävnad i majoriteten av Magnitudbilderna.

Den föreslagna metoden utgår ifrån en utlinjering i en magnitudbild och använder sig av en så kallad aktiv kontur-algoritm för att kunna spåra kärlet i hela videosekvensen. Aktiva konturer är



Figur 2: Skillnad i uppmätt slagvolym mellan den semi-automatiska metoden och manuell utlinjering som funktion av slagvolymen ifrån manuell utlinjering. Den osträckade linjen visar medelvärdet medan de sträckade linjerna visar medelvärdet  $\pm$  två standardavvikelser.

en form av matematiska verktyg för att spåra rörliga objekt och bygger på att olika sorters krafter deformerar den första utlinjeringen ett antal iterationer. Dessa krafter bygger dels på bilddata i både Magnitud och Fas sekvenserna och dels på utlinjeringens rörelse och form. I den föreslagna metoden användes en kraft för att bibehålla kärlets form, en kraft för att begränsa areförändringar och två krafter som styrdes av intensitetsprofiler i Magnitud respektive fasbilderna. Dessa intensitetsprofiler togs fram genom sannolikhetsberäkningar av olika pixelvärdens förekommande i det markerade kärlet.

### 3 Resultat

Skillnaden mellan uppmätt nettoflöde i den föreslagna metoden och manuell utlinjering visas i Figur 2, där en genomsnittlig underskattning på ca 4 ml kan observeras. Själva utlinjeringarna stämde, med ett undantag, väl överens med de manuella utlinjeringarna då medelvärdet av det gemensamma, överlappande området låg över 80 procent. Undantagsfallet härstammade ifrån en patient där metoden misslyckades med att hitta intensitetsprofiler för kärlet, vilket gav instabilitet. Denna patient exkluderades ifrån flödesmätningarna och är därför

ej synlig i Figur 2.

### 4 Slutsats

Metoden resulterar i kärlsegmentering som stämmer väl överens med manuella utlinjeringar i majoriteten av testdatan. Metoden blir däremot instabil vid sekvenser då kärlet av intresse är svårt att urskilja från omkringliggande vävnad och förbättringar måste därför göras innan metoden kan användas i praktiken. En möjlig förbättring kan vara att inkludera kunskap om verkligt kärlobeteende i algoritmen, t.ex. i form av träningsdata.

### Referenser

- [1] Hjärt-kärlsjukdomar. <http://www.vr.se/genvagar/medicinochhalsa/omradenmedicinochhalsa/omradenmh/hjartkarlsjukdomar.4.2f62b054117692ac43f800065.html>.