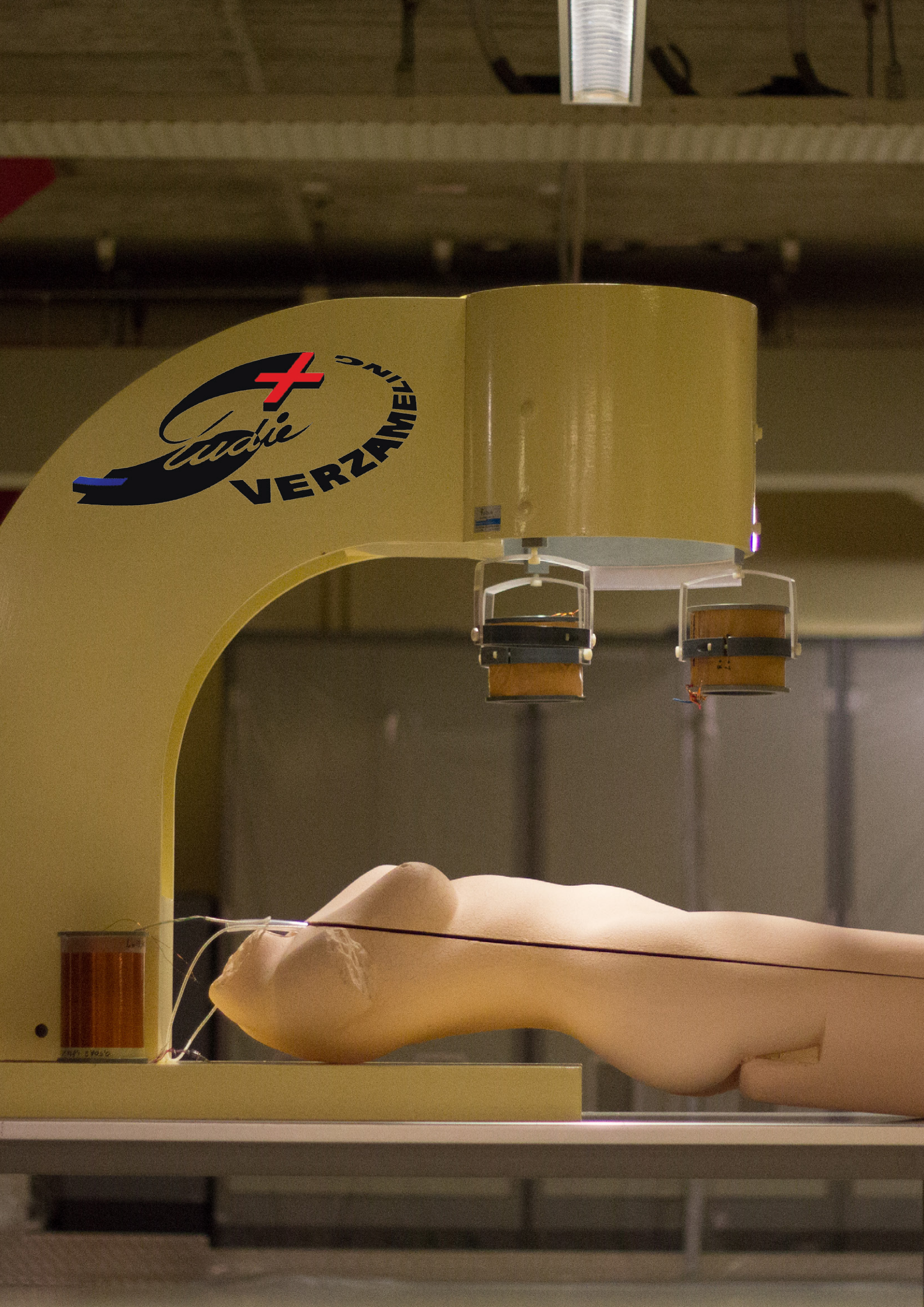




Het dotteren van een patiënt

Een kijkje in de Studieverzameling van EWI

Pieter Trimp

Charles Theodore Dotter (1920-1985) was een Amerikaans vasculair radioloog die algemeen bekend staat als degene die de interventieradiologie heeft ontwikkeld. Dotter beschreef deze techniek in 1964, samen met zijn assistent Melvin P. Judkins.

De ingreep waarbij een vernauwd bloedvat via het adersysteem wordt verwijd, staat in Nederland bekend als "dotteren".

Bij een dotterprocedure wordt een vernauwing van de slagader met behulp van een ballonnetje opgerekt. Een vernauwing in de slagader is het gevolg van aderverkalking (atherosclerose). Soms is de vernauwing zo verkalkt dat het niet zal lukken om deze plat te drukken. In dat geval wordt een stent geplaatst.

Dit artikel gaat over een elektronisch meetsysteem voor het lokaliseren en volgen van een katheder in het adersysteem van een patiënt die een dotter behandeling ondergaat. Deze behandeling kan bestaan uit het slechts lokaal oprekken van een vernauwde ader of ingeval van het terugveren van de vernauwing wordt er een stent geplaatst. Het hier beschreven systeem is afkomstig uit het promotie onderzoek genaamd "Minimally Invasive Surgery and Intervention Techniques" van Dr. D. Tanase dat is uitgevoerd op het laboratorium voor Elektronische Instrumentatie.

Het vervaardigen en aanpassen van de dummy patiënt voor de vele noodzakelijke laboratorium proeven is bedacht en uitgevoerd in de werkplaats van de Faculteit EWI onder de leiding van Dhr. J.A. Geijp.

Deze dummy patiënt is gemaakt van een paspop van piepschuim. Deze paspop is overlans door gesneden.

Het onderste deel van de pop is voorzien van doorzichtige slangen, formaat tuinslang welke een deel van het adersysteem voorstellen. Vanaf de hals van de pop richting de benen kan worden gezien alsof het de aorta betreft. Daarna splitst de slang zich met behulp van een T-stuk naar de beide bovenbenen. De slangen zijn geheel in het onderste deel van de pop ingefreesd en gefixeerd te zamen met een papieren meetlint. Het slangenstelsel kan aan het oog worden onttrokken door de dummy pop weer te bedekken met het losse bovendeel. Het sensorsysteem wordt in deze testopstelling via de "aorta" van deze pop ingebracht via de hals. De geleide draad en katheder zijn hier vervangen door een bundel geïsoleerde koperdraden die dienen voor het verzorgen van de voedingsspanning voor de sensor en signaaldraden voor het doorgeven van de informatie aan een data-acquisitie systeem.

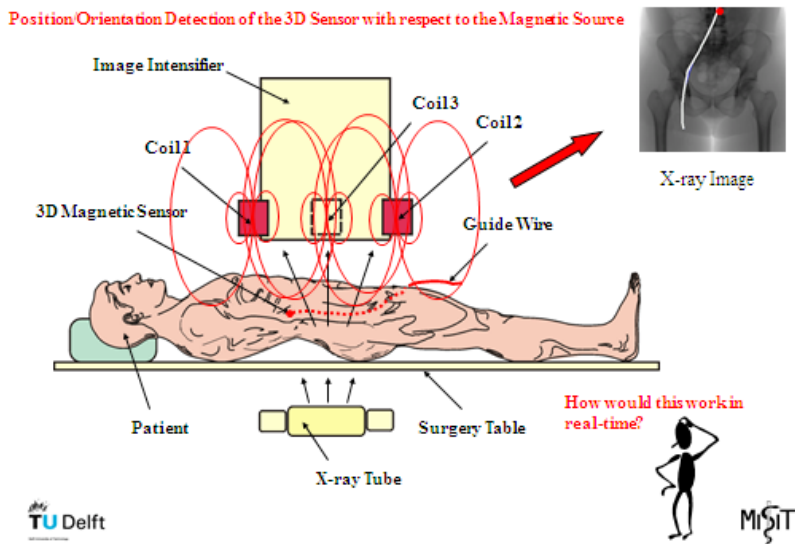
M.b.v. de draadbundel kan men de sensor verder het slangenstelsel induwen of terugtrekken.

Het data acquisitie systeem wordt aangestuurd via het programma Lab-View. Dit programma geeft op het computerscherm de positie weer van de sensor in de x, y en z richting. Een positie meting kan worden geverifieerd door de bovenkant van de paspop te verwijderen en te zien of deze overeenkomt met de positie via de ingebrachte papieren lineaal. Op de foto is te zien hoe de opstelling eruit ziet.

Het doel van het onderzoeksproject is om bij de start en gedurende de uitvoering van een dotterbehandeling een minimale opening in het lichaam van de patiënt te maken. Tevens dient de opening óók bij het binnengaan in het adersysteem (= vasculair systeem) minimaal gehouden te worden.

Nadat er een opening in de lieslagader is gemaakt, wordt er eerst een uiterst dunne (diameter 300 µm) geleide draad in deze liesader geschoven. De top van deze geleide draad is voorzien van een uiterst flexibel deel dat niet makkelijk door de aderwand heen zal gaan maar de aderwand blijft volgen bij het doorvoeren van deze geleide draad door het adersysteem. Over deze dunne geleide draad wordt vanaf de andere kant, dus vanaf de kant dat zich buiten het lichaam van de patiënt bevindt, een holle dunne flexibele slang geschoven. De hier beschreven methode is eigenlijk te vergelijken met de werking van een remkabel van een fiets.

Daar er geen enkele voorspelling gedaan kan worden welk pad de geleide draad zal volgen bij het steeds verder naar binnen voeren in het bloedvaten systeem zal dit invoerproces constant gevolgd moeten worden. Dit "constant" volgen gebeurt met behulp van röntgenstralen. Echter er zijn een aantal vervelende nadelen verbonden aan het gebruik van röntgenstralen. Het intensieve gebruik van röntgenstraling vormt een belangrijk gezondheidsrisico.



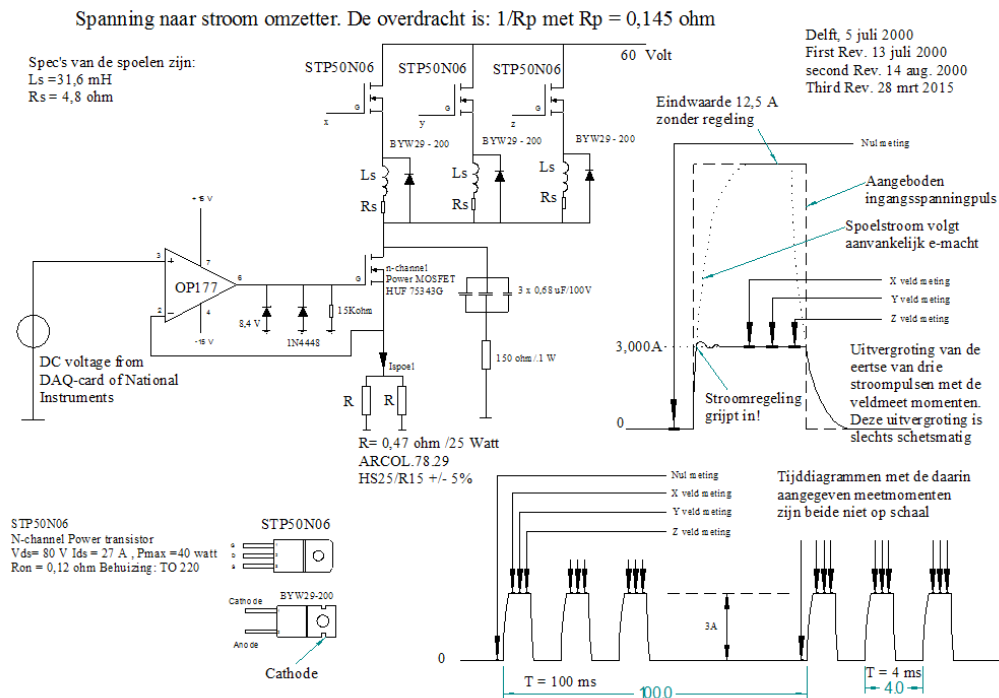
Figuur 1: In nevenstaande figuur is een patiënt op de onderzoekstafel te zien. Boven de patiënt is de Image Intensifier weergegeven met de drie spoelen. De Image Intensifier maakt met behulp van de x-ray Tube welke zich onder de onderzoekstafel bevindt een X-ray Image. De drie spoelen wekken na elkaar voor korte tijd van ongeveer 2msec een magnetisch veld op. Een groot deel van de puls tijd is nodig voor het opbouwen van het magnetisch veld. Deze magnetische velden zijn pas heel constant nadat een stroomregel circuit in het laatste deel van de stroompuls de stroom constant houdt. In dit constante deel van de puls worden snel drie veldmetingen gedaan. Iedere 100 msec worden er drie maal drie veldmetingen gedaan plus één nulmeting aan het begin van een serie van drie pulsen.

sico voor het medische personeel en soms ook voor de patiënt. Het is wellicht goed om op te merken dat een röntgenbeeld een statisch beeld is. We hebben hier dus te doen met een röntgenfoto en niet met röntgenvideo om de straling dosis minimaal te houden. Verder zijn er patiënten waarbij het moeilijk is om in één keer bij de adervernauwing te komen. De arts moet dan de geleide draad zodanig manipuleren (door de draad bijvoorbeeld iets terug te trekken om de draad via een andere aderaftakking naar de vernauwing te brengen) dat hij via de juiste aderaftakking bij de adervernauwing aankomt. Het komt voor dat er wel tientallen röntgenbeelden moeten worden gemaakt voordat de arts bij de vernauwing is gekomen. Om het aderstelsel goed zichtbaar te krijgen op de röntgenfoto wordt er gebruik gemaakt van een contrastvloeistof die direct aan het begin van de dotterbehandeling in de bloedbaan van de patiënt wordt gebracht. Een nadeel van de contrast vloeistof is de prijs. De prijs van een liter contrast vloeistof kan gemakkelijk 1000 euro kosten.

Als derde nadeel kan tegenwoordig genoemd worden de belasting van het milieu. In de waterketen zijn Gd (=Gadolinium) concentraties aangetoond in afvalwater, oppervlaktewater, rivieren en drinkwater.

Al deze nadelen kunnen sterk worden verminderd door gebruik te maken van een magnetisch veld buiten de patiënt tezamen met een drie-dimensionale magnetisch veld sensor welke op de punt van de katheter wordt vastgemaakt. De positie en de oriëntatie van de sensor kan op deze manier worden bepaald t.o.v. de magnetische bron. Immers via een mathematisch algoritme kan een ruimtelijke vector worden gedefinieerd. Doormiddel van beeldbewerkingstechnieken kan de positie van de katheter worden gekoppeld aan het röntgenbeeld dat aan het begin van de dotterbehandeling van de patiënt is gemaakt. Met andere woorden het röntgenbeeld wordt nu nog maar één keer per patiënt gemaakt en dient dan nog slechts als plattegrond voor het daarop afbeelden van de sensor locatie gedurende de behandeling.

Dus het eenmalig genomen röntgenbeeld is een bevroren beeld. Over dit beeld, dat dient als een plattegrond van het aderstelsel van de patiënt, is de continue informatie van de positie van de sensor te volgen. De positie van de magnetisch veldsensor wordt 10x per seconde uitgelezen. Deze 3-dimensionale magnetisch veldsensor heeft afmetingen van $(l \times b \times h) = (8 \times 4 \times 4) \text{ mm}$ en is de HMC1023 van Honeywell. De interne opbouw van deze sensor bestaat uit drie afzonderlijke bruggen van Wheatstone. In figuur 1 is een overzicht te zien van de werking van het meetprincipe. Het opwekken van de magnetische velden gebeurt puls vormig omdat de stromen die nodig zijn al gauw 3 Ampère bedragen. Bij een constante stroom van 3A zouden de spoelen al gauw oververhit raken. Dit wordt voorkomen door de spoelen maar een korte tijd aan te zetten. De tweede reden voor het puls vormig aansturen is gelegen in het feit dat zich in de directe omgeving van de opstelling metalen voorwerpen kunnen bevinden, zoals b.v. stoelen met een stalen frame. Zo'n stoel kan tijdens de veldmetingen per ongeluk worden verschoven en kan daardoor het ruimtelijk patroon van het magnetisch veld gedurende de metingen veranderen. Door het magnetisch veld iedere keer aan en uit te zetten met een burst frequentie van ongeveer 65 Hz wordt iedere keer opnieuw het ruimtelijk patroon van het magnetisch veld vastgelegd. Veranderingen in het magnetisch veld door een veranderende omgeving worden op deze wijze geëlimineerd. De afmetingen van de spoelen zijn: (lengte x buitendiameter x binnendiameter) = $89 \times 107 \times 98 \text{ mm}$ en bevatten ieder 318 wikkelingen. De tijdconstanten van de drie spoelen zijn nagenoeg gelijk. Immers alle drie de spoelen zijn identiek; de zelfinductie $L_s = 31,6 \text{ mH}$ en de serie weerstand is $R_s = 4,8 \Omega$. De tijdconstante bedraagt derhalve $\tau = L_s/R_s \sim 6,6 \text{ msec}$. Men moet dus minstens $5 \tau = 33 \text{ msec}$ wachten totdat de stroom door de spoel op



Figuur 2. De bovenstaande schakeling toont o.a. de spanning-naar-stroom omzetter. De Op Amp OP177 en de power MOSFET HUF 75343G bepaalt tezamen met de parallel weerstanden R de overdracht van ingangsspanning naar uitgangsstroom. De drie power MOSFETS (STP50N06) bovenin de schakeling vormen een MUX (= multiplexer). Deze drie power MOSFETS worden na elkaar aan- en uitgeschakeld. In het timing-diagram rechts onderaan is te zien dat de stroom door de spoelen eerst e-macht vormig toeneemt om vervolgens door de omzetter op een constante stroom waarde te worden gehouden. Op het moment dat de stroom door de spoel konstant is geworden en is gestabiliseerd worden er drie (x,y,z) veldmetingen verricht met de magneetveldsensor HMC1023 van Honeywell. Vóór de start van de serie van drie pulsen vindt er óók nog een nul meting plaats. Voor alle duidelijkheid wordt hier vermeld dat de puls frequentie zelve 250 Hz bedraagt, maar de katheter positie is slechts iedere 100 msec beschikbaar dus met een frequentie van 10Hz. In de figuur is het tijddiagram niet op schaal weergegeven.

zijn maximumwaarde is aangekomen maar is daarna nog niet echt konstant; immers het verloop van de stroom blijft een e-macht. Vervolgens wordt vóór het starten van de serie van drie stroompulsen een zgn. nulmeting gedaan welke wordt gevolgd met een serie van drie maal drie veldmetingen met een snel data acquisitie meetsysteem. Per puls vinden drie veldmetingen (t.w. x,y,z-meting) plaats aan het einde van iedere puls binnen ongeveer 50 usec. De drie veldmetingen worden uitgevoerd m.b.v. de magneetveldsensor HMC1023 van Honeywell waarna de stroom wordt uitgeschakeld terwijl alvast de stroom door de tweede spoel wordt aangeschakeld enzv. Om het probleem van de hinderlijke grote tijdconstante te omzeilen worden de spoelen afwisselend op een spanning van 60V aangesloten. Immers na een tijdconstante van 6,6 msec zou de

stroom door een spoel al zijn opgelopen tot 63,3 % van $60/4,8 = 7,91 \text{ A}$; echter we willen maar een stroom van 3A. M.a.w. de stroom van 3A wordt al na ongeveer 2,5 msec bereikt. Een eenvoudig elektronisch regelcircuit zorgt er nu voor, dat zodra de stroom van 3A door de spoel wordt bereikt, dat de stroomregeling deze stroom heel nauwkeurig op 3A konstant houdt. Dus op deze manier is het hinderlijk "wachten" totdat de stroom zijn waarde van 3A heeft bereikt teruggebracht tot slechts 2,5 msec. De stroom door een spoel is de eerste 2,5 msec e-macht vormig maar daarna is de stroom gedurende de rest van de puls constant. Gedurende het konstante gedeelte van de spoelstroom worden de veldmetingen dus uitgevoerd waarna de stroom wordt uitgeschakeld. Daarna wordt de tweede spoel en vervolgens de derde spoel op dezelfde manier aangestuurd.

Op deze manier kunnen we de puls-frequentie in de toekomst wellicht nog iets verhogen waarmee de beeldverwerking van het projecteren van de kathetertip op het scherm nog iets sneller de actuele positie van de tip kunnen laten volgen.

De statische onnauwkeurigheid welke is gemeten in de locatie bepaling van de kathetertip bedraagt minder dan +/- 1mm in een meetvolume van 30x30x30 cm.

Hieronder is in figuur 2 het stroomregelcircuit te zien alsmede de selectie schakeling (lees multiplexer) voor de drie spoelen welke zijn toegepast bij de positiemetingen van de magneetveldsensor welke in het lichaam van de dummy patiënt kan worden verschoven. ■