

Ontwikkeling van een optische hoekencoder voor een roterend ultrasoon transducent, opgenomen in een catheterkop

ing. M.J. van der Hoek¹, ing. D. de Bruijn²,
ir. Th. J.M. Jongeling³, ir. C. Lancée⁴, ir. H. ten Hoff⁴.

1. Ingenieursbureau Coenecoop B.V. Waddinxveen.
2. TPD-TNO-TU, Delft.
3. TPD-TNU-TU, Delft; huidig adres: DSM Geleen.
4. Erasmus Universiteit, Thoraxcentrum.

Samenvatting

Een belangrijke ontwikkeling binnen de medische diagnostiek is het gebruik van "minimal invasive" instrumenten. Een bekend voorbeeld daarvan is de endoscoop, waarmee de naar binnengerichte weefseloppervlakken van b.v. een bloedvat optisch bekeken kunnen worden.

Voor het verkrijgen van diepte-informatie met betrekking tot de weefselsamenstelling moet echter gebruik worden gemaakt van afbeeldende ultrasonische technieken.

Bij het Thoraxcentrum van de Erasmus Universiteit is een intravasculaire catheter in ontwikkeling met een roterende piëzo-transducent aan het uiteinde waarmee vaatvernauwingen in beeld kunnen worden gebracht.

De diameter van de catheter bedraagt 1,6 mm en de lengte ca. 1 m. De transducent wordt rondgedraaid door een motor waaraan het begin van de catheter wordt gekoppeld.

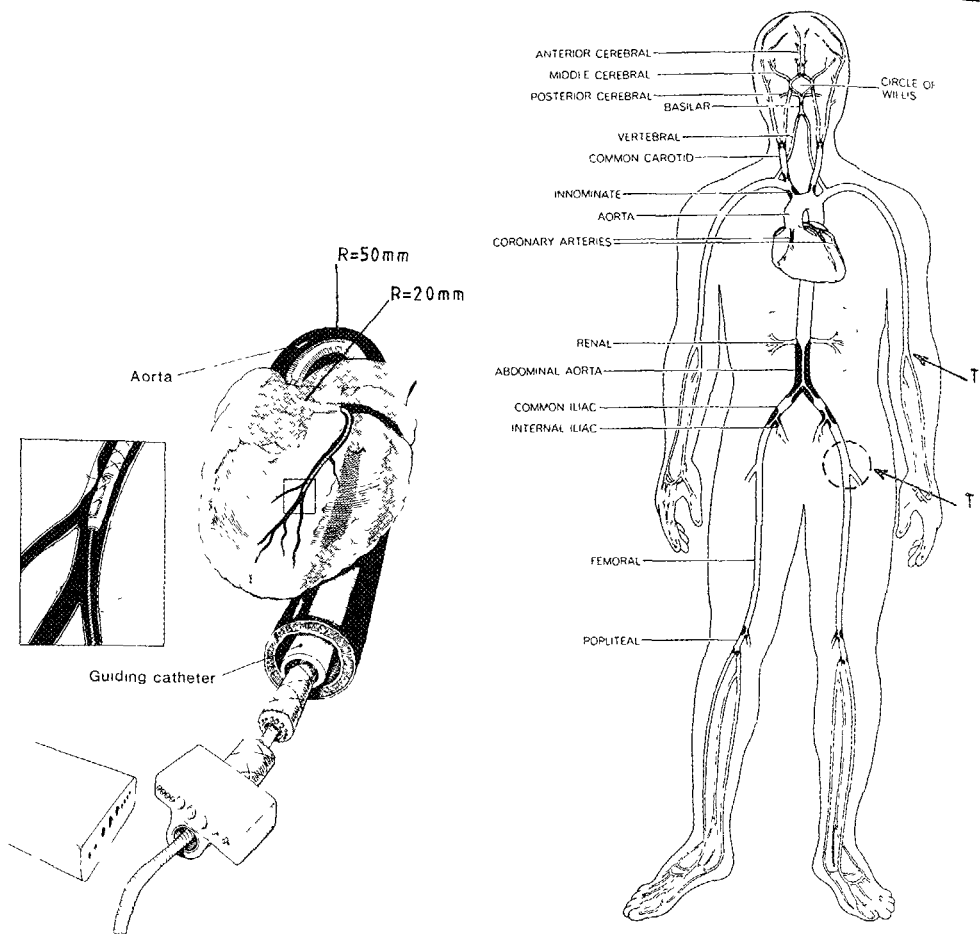
Omdat de transducent de door de motor opgelegde hoekverdraaiingen nauwkeurig moet volgen worden er hoge eisen gesteld aan de torsiestijfheid van de aandrijfas, welke zelf slechts een diameter van ca. 0,8 mm heeft, terwijl de as toch flexibel moet zijn. Door elastische effecten zal beelddistorsie optreden als gevolg van variabele en onvoorspelbare wrijving van de

as in de catheterbuis, vooral bij sterke buiging van de catheter tijdens gebruik. Deze distorsie kan in hoge mate gereduceerd worden door het opnemen van een encoder waarmee de momentane hoekpositie van de ultrasoontransducent gemeten wordt. Gezien het hoge elektrische stroomniveau ter plaatse van de transducent moest hiertoe gebruik worden gemaakt van een optische incrementele hoekencoder.

Voor het uitlezen van de hoekencoder werd binnen de aandrijfas een optische glasvezel als centraal element opgenomen. Een in de tip opgenomen encoderschijf met 78 radiale elementen, en een diameter van 1,2 mm wordt middels deze vezel en een verlichtingssysteem met behulp van een elektronische verwerkingsunit per 1,2° incrementeel uitgelezen. De transducent kan daardoor hoeksynchron met de positie van de tip geactiveerd worden.

Medische diagnostiek

Atherosclerose is de belangrijkste oorzaak van een obstructie in een coronairvat, en kan uiteindelijk leiden tot een hartinfarct. Een methode om de effecten van zo'n obstructie op te heffen is het op chirurgische wijze aanbrengen van een omleiding of "coronaire bypass", hetgeen echter voor

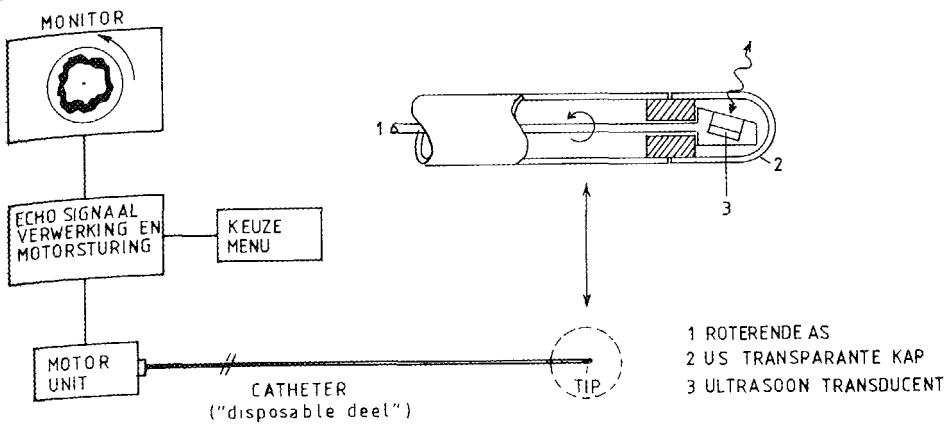


Figuur 1

Voorkeursplaatsen van atherosclerose in de belangrijkste arterieën, zijn als zwarte verdikkingen aangegeven. Deze plaatsen zijn derhalve van belang voor diagnose met behulp van een catheterisatiesysteem (1) In de uitvergroting van het hart zijn de belangrijkste coronair vaten aangegeven met de te volgen route en de bijbehorende kromtestralen waaronder een catheter tijdens de metingen moet worden gebogen (2). In de figuur zijn eveneens een tweetal toegangsplaatsen aangegeven

de persoon in kwestie een zware operatie is. Het is duidelijk dat het vroegtijdig vaststellen van de positie, grootte en samenstelling van een obstructie zonder dat daarbij het lichaam geopend behoeft te worden een krachtige methode is om preventief of corrigerend te werk te kunnen gaan. Bovendien kan een goede diagnose het met succes toepassen van een metho-

de voor het niet operatief verwijderen van een obstructie (de z.g.n. rekanalisatie) aanzienlijk ondersteunen. Enige plaatsen in het lichaam waar een dergelijke diagnose gesteld moet kunnen worden zijn weergegeven in fig. 1. Door het toepassen van ultrageluid, opgewekt en gedetecteerd door een transducent, kan diepte-informatie worden verkregen waardoor de vaatwand



Figuur 2
Opbouw van een catheterisatiesysteem

van de obstructie onderscheiden kan worden op basis van de verschillen in reflectiviteit en verstrooiingseigenschappen. Door bovendien de transducent te roteren kan een volledig beeld van de doorsnede worden gemaakt

Catheterisatiesysteem

Het catheterisatiesysteem zoals weergegeven in fig. 2 bestaat uit 3 hoofdelementen, t.w.

- de motorunit
- de stuur- en beeldverwerkende eenheid
- de catheter.

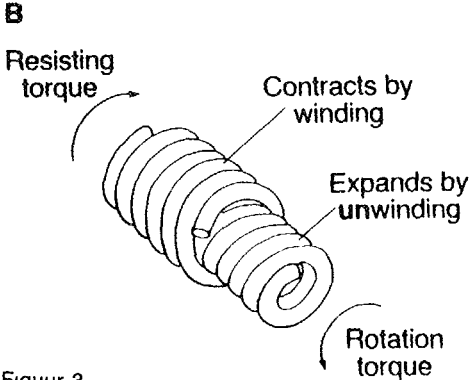
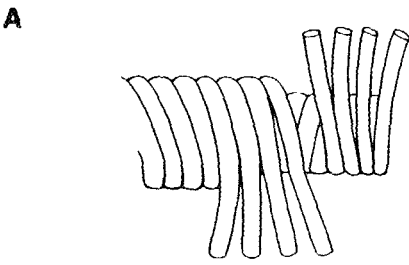
De motorunit is bedoeld om de transducent, opgenomen in de tip van de catheter, te laten draaien met een snelheid van 1000 omwentelingen per minuut. De motor wordt gestuurd vanuit de stuur- en beeldverwerkende eenheid, waarop verder niet in zal worden gegaan. Er wordt gewerkt met een frequentie van 30 MHz voor de transducent waardoor een penetratiediepte van ca. 10 mm bereikt kan worden.

De catheter vormt een "disposable" deel dat op een eenduidige en zeer eenvoudige manier op de motoraandrijffunit aangesloten moet kunnen worden

Een belangrijk onderdeel van de catheter vormt de aandrijf-as. De mechanische eigenschappen van deze as bepalen in hoge mate de omwentelingsuniformiteit van de transducent en daarmee de optredende beeldsdistorsie.

De aandrijf-as

Voor het aandrijven van de transducent wordt gebruik gemaakt van een ca. 1 m lange as met een diameter van ca. 0,8 mm. Deze as is opgenomen in een buitenbuis, welke als stationair element optreedt en de as afschermt van het vaatstelsel. Opdat de transducent de door de motor aangebrachte hoekverdraaiing goed volgt, moet deze as zeer torsiestijf zijn. Bovendien moet de gehele catheter erg buigslap zijn om via het vaatstelsel ook op moeilijk bereikbare plaatsen in het lichaam te kunnen komen. Al met al stelt dit zeer hoge eisen aan de constructie van de as, die kan worden opgebouwd uit twee lagen van in tegenovergestelde richting gewikkelde veren, zie b.v. fig. 3. Door deze veren te maken van een geleider en bovendien elektrisch van elkaar te isoleren kan via de as tevens de transducent aangesloten worden. Echter, door een aantal effecten treedt er een variabele en onvoorspelbare hoekfout op tus-



Figuur 3
Schematische opbouw van een catheteraandrijf-
as (3)

sen de hoekverdraaiing van de motor en die van de transducent.

Deze hoekfout wordt veroorzaakt door wrijvingseffecten, welke variabel zijn onder invloed van de positie van de catheter in het lichaam. Een voorbeeld van de gemeten hoekfouten als functie van de rotatiehoek aan de motorzijde wordt gegeven in fig 4 voor verschillende toerentallen van de motor en kromtestralen van de catheter. Hieruit is te zien dat periodieke fouten met een amplitude van maximaal 40° voor kunnen komen. Deze fouten leiden tot artefacten in en vervorming van het verkregen beeld, waarvan een schematische voorstelling wordt gegeven in fig. 5. Bovendien treedt er bovenop de periodieke hoekfout nog een stochastische fout op welke aanleiding geeft tot het uitsmeren van details bij "real time imaging". Zelfs voor een volledig gestrekte catheter treden deze effecten nog op, zoals eveneens te zien is in fig. 4.

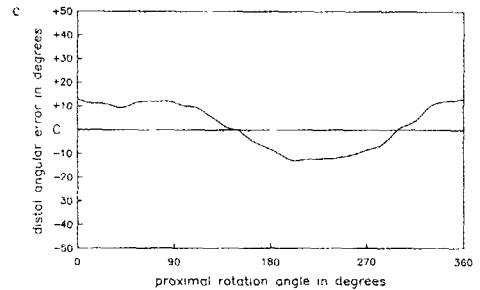
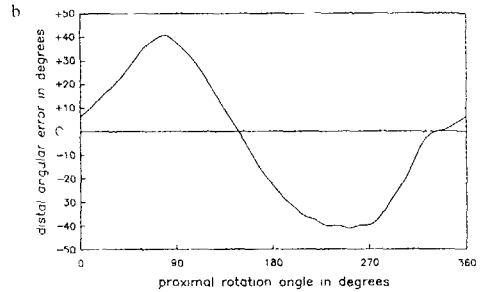
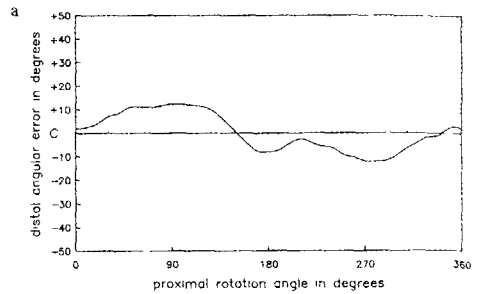
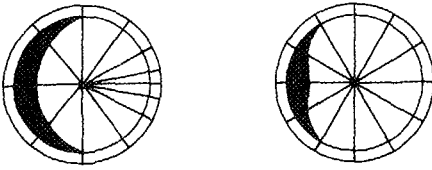


Fig 4 Angular error over the spiral type drive-shaft a A straight catheter at 1000 rpm, b A 90° curved catheter, with $R \approx 20$ mm at 1000 rpm, c A 90° curved catheter, with $R = 20$ mm, at 3000 rpm
C = level of constant angular error
— = periodic angular error
= stochastic angular error, 90% probability range

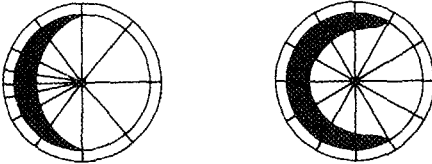
Figuur 4
Hoekfouten van een aandrijf-as onder verschillende condities (4)

Wanneer er geen oplossing voor dit probleem gevonden wordt zal een diagnose op basis van de met een dergelijke catheter verkregen gegevens altijd een beperkte betrouwbaarheid bezitten.

COMPRESSION



EXPANSION



Actual plaque size
(= black area) with
US-beam directions

Distorted plaque size
(= black area) with
image lines

Echter, aan deze hoekopnemer worden een aantal bijzondere eisen gesteld, hetgeen aanleiding heeft gegeven tot het toepassen van *optische technieken* in de cathetertip.

Optische encoder

Enige eisen waaraan de optische encoder moet voldoen zijn:

- kleine afmetingen, ca. 11 mm buitendiameter.
- hoekresolutie ca. 2°.
- ongevoelig voor elektromagnetische storingen.

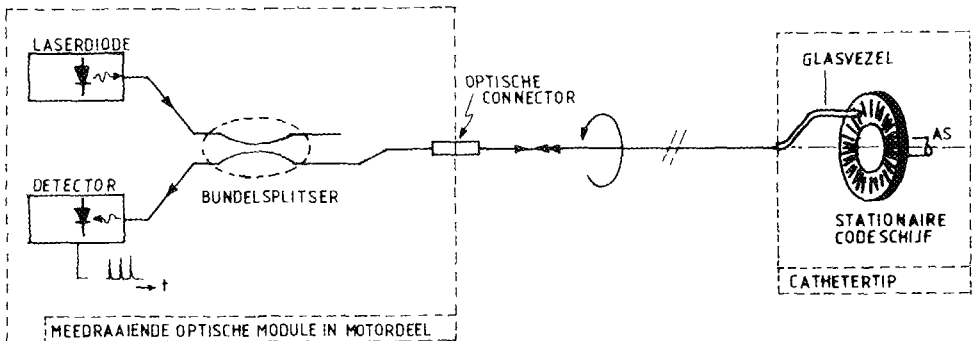
Vooraf deze laatste eis blijkt van doorslaggevend belang voor het kiezen voor een optische techniek

Optische configuratie

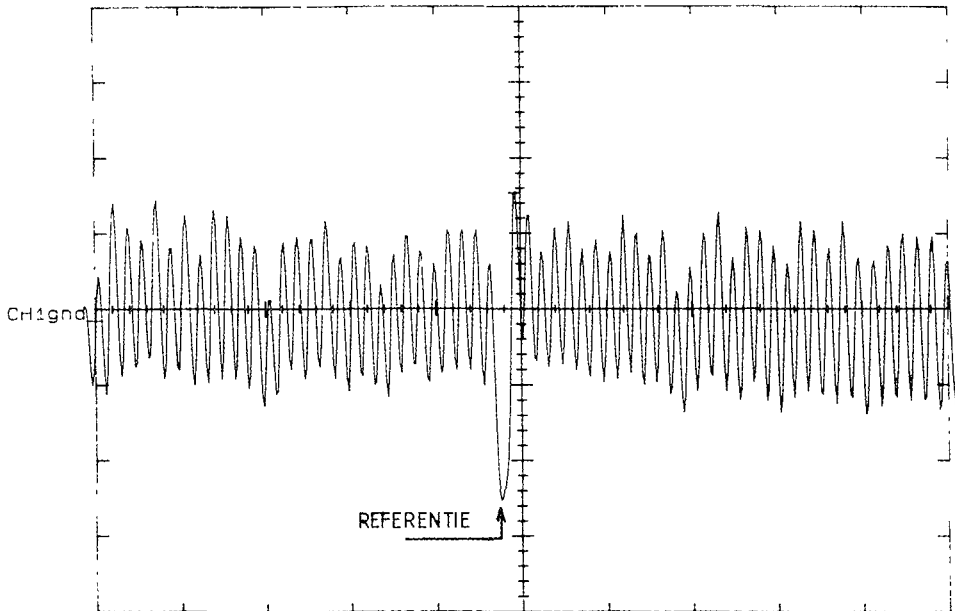
De optische configuratie bestaat uit een encoderschijf welke vanuit een lichtbron wordt verlicht via een centraal in de aandrijfas opgenomen singlemode optische glasvezel, zie fig. 6. De kerndiameter van de glasvezel bedraagt ca. 7 μm . Als lichtbron wordt een singlemode halfgeleiderlaser met een golflengte van 780 nm en een vermogen van 30 mW gebruikt. Het laserlicht wordt met behulp van een graded-index lensje in de ingangspoort van een z.g.n. bundelsplitser gebracht. Deze com-

Figuur 5
Effect van een periodieke hoekfout op de uiteindelijke afbeelding (4)

Omdat de hiervoor verantwoordelijke asflecten zeer moeilijk volledig of in die mate als gewenst geëlimineerd kunnen worden is het noodzakelijk om de hoekpositie van de ultrasoontransducent goed te kennen. Hiertoe moet een hoekencoder in directe omgeving van de transducent worden opgenomen.



Figuur 6
Optische configuratie



Figuur 7
Gemeten encoderreflecties, direct aan de uitgang van de detector

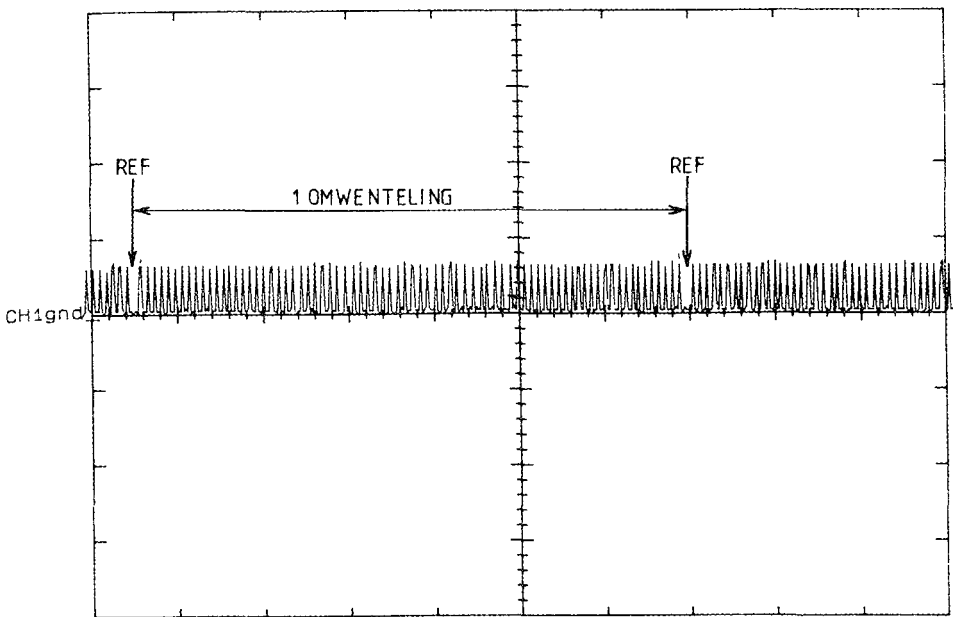
ponent is eveneens opgebouwd uit single-mode optische glasvezels en is in staat om een binnenkomende intensiteit in een vooraf bepaalde verhouding af te splitsen. De uitgangspoort van deze splitser wordt door middel van een singlemode connector met de centrale glasvezel van de catheter as verbonden. Deze optische connector is geïntegreerd in de mechanische koppeling waarmee ook de rotatie van de motor naar de aandrijf-as wordt overgebracht. Hierdoor kan op een gemakkelijke wijze de catheter worden gekoppeld aan de motoraandrijf-unit. Het door de encoder gereflecteerde licht wordt via dezelfde centrale vezel weer naar de bundelsplitser gebracht, en na afsplitsing met een PIN detector gemeten. De lichtbron, bundelsplitser, detector en stuur-elektronica voor de diverse optische circuits zijn opgenomen in een module, welke in de motoraandrijfunit ronddraait met ca. 1000 omwentelingen per minuut. Dit stelt hoge eisen aan de afmetingen en

de stabiliteit van de diverse componenten

De encoderschijf

De encoderschijf bestaat uit een dragermateriaal waarop door middel van een opdamp- en laserbewerkingstechniek een radiaal streepjespatroon bestaande uit 78 z g n. "spaken" is aangebracht. De reflecterende spaakbreedte is ca. 12 μm , het niet-reflecterende deel is even breed. Een van de spaken heeft een dubbele breedte waardoor een positiereferentie wordt verkregen. In het centrum van de schijf is een opening met een diameter van ca. 0,55 mm aangebracht waardoorheen het uiteinde van de aandrijf-as steekt naar de enkele millimeters verderop gelegen transducent toe.

Er moest bij het ontwerp van de encoder rekening gehouden worden met de te bereiken resolutie voor wat betreft de spaakafmetingen, de reflectiecoëfficiënt van het dragermateriaal en de spaken, en de toe-



Figuur 8
Encodersignalen na het passeren van een triggerschakeling

gestane maattoleranties

Testresultaten

Er zijn enige generaties van encoder ontworpen getest, aan de hand waarvan een aantal verbeteringen naar voren zijn gekomen. Voor een van de encoderschijven van de laatste generatie, n.l. die waarbij van de beschreven opdamp- en laserbewerkingsmethode gebruik werd gemaakt is een registratie van de gemeten encodersignalen weergegeven in fig. 7. Deze metingen werden met een aparte testopstelling verricht, waarbij geen hoekfout-effecten konden optreden, dit om de interpretatie van de optische prestaties niet moeilijk te maken. De individuele spaakreflecties en de referentiespaak zijn hierin goed waarneembaar. Deze individuele reflecties zijn ook nog laagfrequent gemoduleerd ten gevolge van een variërende reflectiecoëfficiënt en uitrichting per omwenteling

Echter, wanneer een eenvoudige triggerschakeling op b.v. de nuldoorgangen wordt toegepast ontstaat een pulstrein volgens fig. 8, waarbij elke puls gebruikt kan worden als startsignaal voor de zendpuls van de transducent.

Conclusies

Uit het voorgaande blijkt dat optische technieken goede mogelijkheden bieden voor het integreren van opnemers in bestaande instrumenten, in dit geval een echocatheter voor medische applicaties. Door de ongevoeligheid voor elektromagnetische storingen kon een optische encoder worden opgenomen in de cathetertip, een plaats waar elektrische sensoren hun werk niet goed kunnen doen. De encoder levert daarmee een bijdrage aan de ontwikkeling en verfijning van de medische diagnostiek.

Nawoord

De ontwikkeling van de optische hoekterugmelding in deze catheter is een samenwerkingsproject tussen het Thoraxcentrum van de Erasmus Universiteit, afd. Experimentele Echocardiografie als opdrachtgever, de Technische Universiteit Delft/faculteit der Technische Natuurkunde, de Technische Fysische Dienst TPD-TNO-TU, ingenieursbureau Coenecoop B.V., het Productcentrum TNO en De Regt Optical Cable B.V

Voor de uitvoering van het catheterproject werd behalve van de EUR/Academisch Ziekenhuis Rotterdam-Dijkzicht een financiële bijdrage verkregen van de Stichting voor Technische Wetenschappen STW, het Interuniversitair Cardiologisch Instituut Nederland ICIN, het Ministerie van Economische Zaken en het productcentrum TNO.

Aangezien er nog steeds ontwikkelingen met betrekking tot de optische hoekterugmelding gaande zijn kon op een aantal vanuit optisch oogpunt interessante details

niet dieper worden ingegaan. Het doel van het artikel is echter om een indruk te geven van de inzetbaarheid van optische opnemers in lastige omgevingen.

Bron- en literatuurvermeldingen

1. Spain, D.M., Atherosclerosis, Scientific America, V215:2, P 48-56, 1966.
2. Aretz, H.T., et al, "Intraluminal ultrasound guidance of transverse laser coronary arherectomy" International Journal of Cardiac Imaging 4: 153-157, 1989.
3. Martin, R.W., et al., "Desing characteristics for intravascular ultrasonic catheters". International Journal of Cardiac Imaging 4: 201-216, 1989.
4. Ten Hoff, H., et al., "Imaging artifacts in mechanically driven ultrasound catheters". International Journal of Cardiac Imaging 4: 195-199, 1989.
5. Diamateriaal beschikbaar gesteld door Dr. W.J. Gussenhoven, Thoraxcentrum, Erasmus Universiteit.

Symposium "Non-linear Optical Devices"

Op 25 oktober 1990 wordt door de Technisch Natuurkundige Studievereniging Arago een internationaal symposium georganiseerd met de titel "Non-linear Optical Devices". Het symposium zal plaatsvinden in de Vrijhof, op het terrein van de Universiteit Twente in Enschede

Het symposium is bedoeld voor studenten in de afstudeerfase, medewerkers van universiteiten en belangstellenden uit het bedrijfsleven. De voertaal tijdens het symposium zal Engels zijn. De niet-lineaire optica is een onderzoeksgebied dat zich bezig houdt met de bestudering van niet-lineair optische verschijnselen.

Deze verschijnselen kunnen worden toegepast in optische devices zoals electro- en magneto-optische schakelaars. Deze verschijnselen zullen in de toekomst een belangrijke rol spelen op het gebied van bijvoorbeeld telecommunicatie en optische computers