

# o-aandrijvingen met vormgeheugen

**Dominiék Reynaerts, Jan Peirs en Hendrik Van Brussel**

**Dit artikel beschrijft het ontwerp van**

**micro-mechanische systemen aangedreven door vormgeheugenlegeringen. Het zijn telkens illustraties van zeer eenvoudige micro-aandrijvingen opgebouwd rond een draadvormig vormgeheugenelement. Tegelijkertijd geven deze systemen aan hoe hybride microsystemen opgebouwd kunnen worden en wat de specifieke problemen zijn van vormgeheugen micro-aandrijvingen. Achtereenvolgens worden vier verschillende voorbeelden, voornamelijk gericht op medische toepassingen, beschreven. Het eerste is een zeer eenvoudige microklep voor een doseersysteem. De drie volgende systemen situeren zich in de minimaal invasieve chirurgie: een buigingsactuator voor colonoscopie, een spiegel-aandrijving, en een zoomsysteem voor endoscopie.**

Sensoren vormen de hoofdbrok van het toepassingsgebied van de huidige micro-elektromechanische systemen. De ontwikkeling van micro-aandrijvingen ondervindt serieuze hinder van de lage vermogen/volume-verhouding van de meeste aandrijftechnieken. De meeste micromotoren vereisen bovendien een reductiekast en lijden aan sleet- en vermoeingsverschijnselen. Vormgeheugenlegeringen bieden een uiterst hoge vermogen/volume-verhouding. Deze is vergelijkbaar met de vermogen/volume-verhouding van hydraulische aandrijvingen [1]. Bovendien is het mogelijk om een zeer eenvoudige directe aandrijving te ontwerpen die, via Ohmse weerstand, rechtstreeks elektrisch aangestuurd kan worden. Vormgeheugenlegeringen kennen een zeer breed toepassingsgebied [2]. Micro-aandrijvingen op basis van vormgeheugenlegeringen werden reeds voorgesteld door Honma [3] en Kuribayashi [4].

De meeste medische toepassingen maken gebruik van de superelastische eigenschappen van deze materialen of van een eenmalige aandrijving zoals het vastklemmen. In de literatuur worden echte aandrijvingen meestal gebruikt in de minimaal invasieve chirurgie. Voorbeelden zijn de actieve cathetertip ontwikkeld door Dario [5], de actieve endoscoop ontwikkeld door Ikuta [6] en de actieve miniatuurcatheter van Guo [7]. Het vormgeheugeneffect is gebaseerd op een faseverandering. In actuatoren maakt men meestal gebruik van een vormverandering geïnduceerd door een temperatuurverandering. Voor NiTi-legeringen ligt de leverbare rek rond 3 % en de maximale spanning tijdens het

leveren van de arbeidsslag ligt op 100 – 150 MPa. Gezien men meestal een éénwegsgeheugen gebruikt, dient een externe kracht het vormgeheugenelement tijdens het afkoelen terug in de oorspronkelijke vorm te brengen. Deze kracht wordt in het algemeen geleverd door een antagonistische actuator of door een terugstelveer. De transformatietemperaturen zijn gekenmerkt door een hysteresislus en veranderen weinig in de loop van de tijd. Deze eigenschap garandeert een betrouwbare werking gedurende lange tijd. Voor meer informatie aangaande de betrouwbaarheid van vormgeheugenlegeringen wordt best verwezen naar het werk van Kao [8].

Dit artikel beschrijft het ontwerp van micromechanische systemen aangedreven door vormgeheugenlegeringen. Telkens betreft het systemen voor medische toepassingen gebaseerd op zeer eenvoudige micro-aandrijvingen. De aandrijvingen maken gebruik van een eenvoudig draadvormig vormgeheugenelement. Deze systemen zijn tevens illustraties van hybride microsystemen en tonen de lezer de specifieke problemen verbonden met vormgeheugen micro-aandrijvingen. Achtereenvolgens worden vier verschillende systemen beschreven: het eerste is een zeer eenvoudige microklep voor een doseersysteem. De drie volgende systemen situeren zich in de minimaal invasieve chirurgie: een spiegel-aandrijving, een zoomsysteem en een buigingsactuator voor colonoscopie. Al deze systemen vereisen het geïntegreerd ontwerp van de vormgeheugen aandrijving, de terugstelveer, de elektromechanische verbindingen en een aan-

## Micro-aandrijvingen met vormgeheugen

gepaste behuizing. Men kan dan ook terecht spreken van micro-mechatronische producten

### Microklep voor doseersysteem

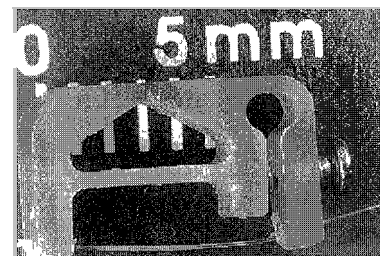
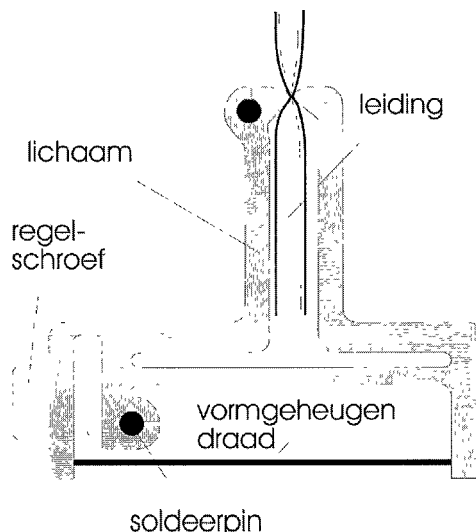
Het voorgestelde onderzoek maakt deel uit van een Brite-Euram project dat vormgeheugen micro-actuatoren voor medische toepassingen onderzoekt. Een eerste ontwikkeling binnen dit project betreft een actief gecontroleerd implanteerbaar doseersysteem. Dit doseersysteem dient dagelijks een kleine hoeveelheid van het gewenste geneesmiddel toe zodanig dat dagelijkse of wekelijkse injecties overbodig worden. Vermogen- en controlesignalen worden door een transcutane transformator overgebracht. Dit vermijdt het gebruik van batterijen of van een perforatie door de huid. Het systeem wordt immers via een afstandsbediening gecontroleerd en bekrachtigd.

Het werkingsprincipe voor het toedienen van vloeibare geneesmiddelen is gebaseerd op een precies gecontroleerde, discontinue vrijgave van het geneesmiddel. Dit kan via een reservoir onder constante druk en een systeem van microkleppen aangedreven door vormgeheugenlegeringen. Een tweefasige vloeistof zorgt voor de constante druk in het reservoir. Deze technologie bestaat reeds in doseersystemen (met continue toediening) die op de markt zijn. Figuur 1 toont de basisidee voor de constructie van de klep. De klep bestaat in feite uit een soort wasknijper die een elastische leiding (uit siliconenrubber) afknijpt. In onbekrachtigde toestand is de knijper gesloten. Om de leiding te openen kan de knijper opengetrokken worden door de werking van een vormgeheugenelement. Het specifieke kenmerk van deze klep is het feit dat de vormgeheugenlegering niet in contact komt met het geneesmiddel. Het siliconen-

rubber van de leiding is het enige materiaal dat in contact is met het geneesmiddel. Bovendien zijn er geen dode hoeken in deze klep zodat er nergens restvloeistof kan achterblijven. Dit alles kan een voordeel zijn wat betreft de biocompatibiliteit. Om tot het uiteindelijke ontwerp te komen werden meerdere prototypes gebouwd. Het uiteindelijke concept combineert minimale dimensies met een minimaal aantal onderdelen en een minimaal energieverbruik.

De reductie van het aantal onderdelen is uiterst belangrijk zowel voor het realiseren van de nodige miniaturisatie als voor een reductie van de productiekosten. Om dit te bereiken werd het gebruik van klassieke scharnierpunten vermeden en gebruik gemaakt van elastische scharnieren. Ook werden schroefverbindingen zoveel mogelijk vermeden en vervangen door technieken zoals lijmen, smelten en solderen. Figuur 2 toont een beeld van de uiteindelijke klep. Deze bevat slechts drie onderdelen: een kunststoffen lichaam, een schroef en een vormgeheugen draad. De afmetingen van deze klep bedragen  $8,5 \times 5 \times 2$  mm. De kleine afmetingen laten toe om de klep rechtstreeks te integreren op een

Figuur 1. Concept voor een microklep



Figuur 2. Prototype van een microklep voor een doseersysteem

gedrukte schakeling samen met de elektronica zodat de elektrische verbindingen sterk vereenvoudigd kunnen worden. De klep opent wanneer het centrale scharnierpunt elastisch vervormd wordt door de contractie van het vormgeheugenelement. Deze contractie wordt gerealiseerd door het elektrisch verwarmen van de vormgeheugenlegering. Bij het afkoelen zal de knijper terug sluiten vanwege de elasticiteit van de centrale balk. Deze balk fungeert dus tegelijk als elastische scharnier en als terugstelveer voor het vormgeheugenelement. De schroef dient enkel om de voorspanning van het vormgeheugenelement te regelen.

Uit metingen blijkt dat het energieverbruik 80 mJ per cyclus bedraagt. Gezien in dit geval de klep opent in 0,66 seconden, bedraagt het vermogenverbruik ongeveer 120 mW. Door het gebruik van MID-technologie

kunnen ook sensorfuncties aan het ontwerp toegevoegd worden. Een compleet doseersysteem met twee kleppen werd getest. Dit ontwerp is bedoeld voor patiënten die veelvuldig ingespoten worden en dit gedurende een lange tijd. Een test van 10 000 doseercycli werd uitgevoerd. Er werden geen lekken waargenomen en de kleppen dienden niet nageregeld te worden. Deze 10 000 cycli komen overeen met 3 injecties per dag gedurende 9 jaar of 5 injecties per dag gedurende 5 jaar. Het hoofdreservoir van dit prototype heeft een inhoud van 1 ml. Afhankelijk van de inwendige druk komt een enkele dosis overeen met 5 tot 25 microliter, hetgeen dus toelaat om 40 tot 200 doses toe te dienen. Iedere dosis verbruikt daarbij twee keer 80 mJ. Experimenten tonen aan dat een transcutane transformator deze energiehoeveelheden kan leveren.

### Buigingsactuator voor colonoscopie

Het groot aantal bochten in de colon (dikke darm of karteldarm) vormen het grootste probleem bij een endoscopische inspectie van dit orgaan, vooral dan in het gebied van het rectum en de anus. De menselijke colon heeft een diameter van ongeveer 50 mm. De kleinste kromtestraal bedraagt ongeveer 20 tot 30 mm en bevindt zich aan het buigpunt tussen het rectum en de sigmoïde. De transversale colon is ongeveer 400 tot 500 mm lang en is het grootste en meest mobiele gedeelte van de colon. Dit gedeelte van de colon ligt horizontaal en beweegt aanzienlijk tijdens de ademhalingscyclus. Volgens Sturges and Loawattana [10], wordt het gebruik van een colonoscoop tevens gehinderd door de peristaltische beweging van de darm die het toestel tracht uit te drijven. Tevens is het zeer moeilijk om een klassieke endoscoop (met enkel een flexibel uiteinde) door de bochten van de colon te

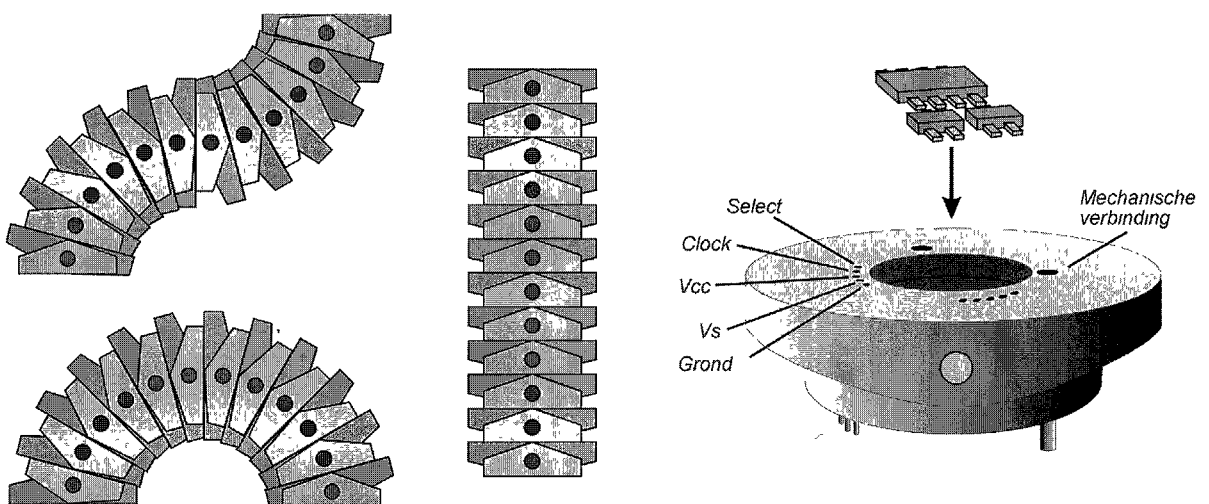
manoeuvreren zonder de darmwand te beschadigen. Dit artikel presenteert daarom een meer geavanceerd systeem dat zichzelf kan voortbewegen. Het concept bestaat uit een kruipende mobiele robot zoals reeds beschreven in [11]. Het kruipen is gebaseerd op het "inchworm"-principe. Hierbij beweegt het systeem door afwisselend klemmen en strekken door de ingewanden. Het systeem omvat een moederschip dat de voortbeweging verzorgt en een robotarm voor interventies. Het moederschip is ongeveer 90 mm lang bij een diameter van 15 mm. Naast twee klemmodules bevat het moederschip een actuator voor het strekken en twee actuatoren voor het buigen. Deze laatste moeten het nemen van bochten vergemakkelijken.

### Concept voor buigingsactuator

Deze paragraaf beschrijft een modulaar concept voor een buigingsactuator. Deze realiseert een buigingsbeweging in het moederschip van de colonoscoop beschreven in de vorige paragraaf. De daarbij gewenste slag is  $\pm 45$  graden. Het gewenste koppel bedraagt xx Nmm. Figuur 3 toont dat het ontwerp gelijkt op een wervel. Door meerdere wervels te stapelen bekomt men een wervelkolom die dan een slangachtige beweging kan genereren.

Gezien iedere wervel binair (aan/uit) gecontroleerd wordt, is het geheel zeer eenvoudig aan te sturen. Er dient enkel een adressering van de verschillende actuatoren voorzien te worden. In dit ontwerp wordt een busstelsel toegepast. Iedere wervel bevat daarom een elektronisch circuit dat selectie van de module mogelijk maakt. Eventueel kan men ook de selectie van verschillende vrijheidsgraden binnen een module mogelijk maken. Figuur 3 toont ook het concept voor de elektromechanische interconnectie van de verschillende modules.

Figuur 3



Aangrenzende modules kunnen 90 graden ten opzicht van elkaar verdraaid worden zodat een tweedimensionale buiging ontstaat

### Gedetailleerd ontwerp

Voor het ontwerp van deze modulaire actuator werd een uitgebreide vergelijking gemaakt tussen verschillende mogelijke alternatieven: het gebruik van rechte vormgeheugen draden, al dan niet met katrolsystemen, of het gebruik van vormgeheugen veren. Voor elk van deze alternatieven werden volgende mogelijke configuraties onderzocht: met gebruik van een terugstelveer, antagonistisch werkend of een combinatie van beide vorige. Het beste concept bleek een oplossing met rechte draden en elastische scharnieren als terugstelveer. Gezien de vrij grote belasting volstaat het gebruik van een enkelvoudige draad niet. Dit wordt opgelost door een aantal draden mechanisch in parallel te laten werken. De productie van dergelijke aandrijfelementen werd reeds besproken in [12].

Voorlopig worden dunne vormgeheugen strips (sectie 1,5x0,04 mm) gebruikt. De aandrijving beschikt over een aantal bijzondere kenmerken die ook in andere vormgeheugen aandrijvingen toegepast kunnen worden:

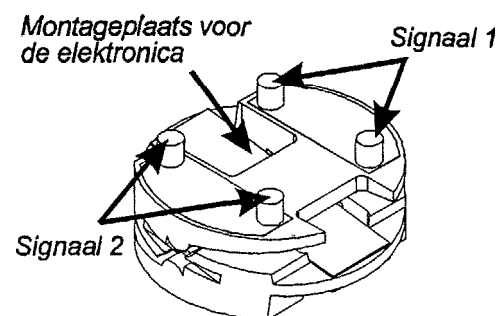
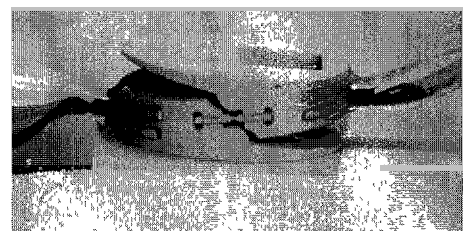
- het gebruik van superelastische scharnieren om de terugstelkracht constant te houden en om een stabiele middenpositie te creëren (zie ook geminiaturiseerde buigingsactuator),
- een methode om de minste lengte van de vormgeheugen draad te controleren zonder bijkomende regelschroeven (zoals voor de microklep). Dit wordt gerealiseerd door de vormgeheugen strips onder voorspanning vast te lijmen (zie ook zoomsysteem voor endoscopie);
- een zijdelingse stop om de hefboomsarm van de aandrijving constant te houden en om de slag te vergroten. Deze stop houdt de vormgeheugen strip op een constante afstand van het scharnierpunt zodanig dat een constant koppel ontstaat. In eerste instantie werd een prototype van 15 mm diameter en 4 mm hoog gebouwd. Deze aandrijving heeft drie controleerbare posities: 15 graden naar links, 0 graden en 15 graden naar rechts. De middenpositie komt overeen met de onbekrachtigde positie. Dit soort actuatoren kan in het moederschip dienen als een centraal buigelement met twee vrijheidsgraden. Om een slag van 45 graden te bereiken (zoals gespecificeerd voor de colonoscoop) dienen drie actuatoren gestapeld te worden.

### Geminiaturiseerde buigingsactuator

Op basis van hetzelfde principe werd een geminiaturiseerde versie ontwikkeld. Het ontwerp is analoog doch drie keer kleiner. In deze nieuwe vorm kan de buigingsactuator dienen om de robotarm aan de kop van het moederschip aan te drijven. Daarom werd de buigingsdiameter gereduceerd tot 6 mm. De slag blijft +/- 15 graden en ook de stabiele middenpositie bleef behouden. Gezien dezelfde draad gebruikt wordt, blijven de breedte en de dikte van de draad ongewijzigd. De hefboomsarm en het lastkoppel zijn drie keer kleiner. Uit deze schaalverkleining volgen enkele interessante regels.

- De stijfheid van de elastische scharnieren schaleert niet op een lineaire manier zodat een herberekening vereist was,
- De schaalverkleining veroorzaakt thermische problemen. Gezien de ongewijzigde sectie van de draad vloeit er (te) veel warmte weg langs de verbindingen. Deze problemen konden deels opgelost worden via simulatie van het thermisch circuit.

Figuur 4 toont een principeschets en een prototype van deze aandrijving. Er werden vier pinnen toegevoegd voor de elektromechanische verbindingen. De elektrische verbinding bestaat uit een tweedraads bus-systeem waarbij beide draden gebruikt worden voor controle-signalen en voor vermogentoevoer. Deze verbinding laat toe om twee wervels 90 graden ten opzichte van elkaar te verdraaien.



Figuur 4.

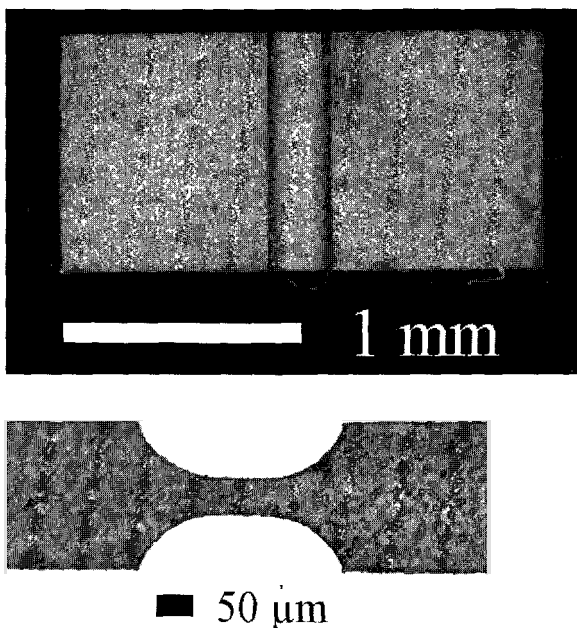
**Superelastische scharnieren**

De elastische scharnieren in het voorgestelde ontwerp dienen een rotatie van 15 tot 30 graden toe te laten. Een materiaal met een hoge elasticiteit is dus vereist. Kunststoffen hebben een lagere elasticiteitsmodulus dan metalen, doch hebben als nadeel dat ze ook vervormen vanwege externe stoorkrachten (zwaartekracht, merklijke krachten, trillingen, contactkrachten, etc.). Om dit effect te minimaliseren dient de stijfheid van de elastische scharnier verhoogd te worden zonder de maximale terugstelkracht noemenswaardig te verhogen (hetgeen de netto kracht van de actuator zou doen afnemen). Dit is mogelijk door het gebruik van superelastische vormgeheugen materialen. Deze materialen hebben een gunstige (niet-lineaire) spannings-rek karakteristiek. Zij gedragen zich als een normaal elastisch materiaal tot een zekere grens bereikt wordt. Daarboven kunnen zij meerdere percenten vervormen zonder enige spanningsverhoging. Dit is het zogenaamde superelastische plateau in de spannings-rek curve. Deze vervorming is 100 % reversibel.

Wanneer men dit materiaal gebruikt voor een elastisch scharnier is de vervorming ten gevolge van kleine stoorkrachten minimaal. De grotere krachten van de vormgeheugen draad zorgen wel voor een verplaatsing, doch de terugstelkracht uitgeoefend op de vormgeheugen draad is zo goed als constant.

Figuur 5 toont een miniatuur superelastische scharnier zoals ingebouwd in de kleine buigingsactuator. De afmetingen bedragen 2 x 1 x 0,2 mm. Figuur 5 toont

Figuur 5

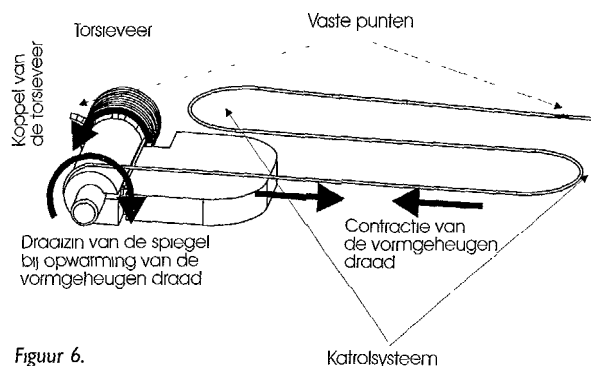


ook een zijaanzicht van de dunste sectie. Deze is 50 micrometer dik en 70 micrometer lang. De afrondingsstraal tussen de dikke en de dunne sectie bedraagt 100 micrometer. Deze superelastische scharnier is gemaakt uit een monokristallijne CuAlNi legering. NiTi superelastische scharnieren met dezelfde afmetingen werden ook getest. Het betreft hier een polykristallijn materiaal met grote hysteresis. Daardoor is de terugstelkracht veel kleiner dan de uitbuigkracht, waardoor het materiaal ongeschikt is. De scharnieren worden geproduceerd via microvonkerosie en vervolgens in het lichaam van de buigingsactuator gelijmd.

**Spiegelactuator voor endoscopie of laparoscopie**

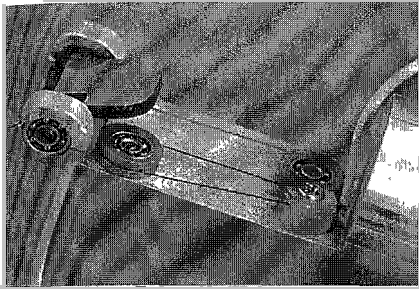
Deze actuator werd ontwikkeld om de gezichtshoek van een laparoscoop of een endoscoop te veranderen. De ontwerp-specificaties waren een maximale diameter van 15 mm, een maximale lengte van 15 mm en een continue rotatie van de spiegel over 70 graden. Tevens was het nodig om de vormgeheugenlegering zo efficiënt mogelijk te gebruiken, d.w.z. in pure trek. Op basis van bovenstaande specificaties werd een prototype ontworpen en gebouwd.

Figuur 6 toont de werking van het systeem. Een zeer dunne (80 micrometer diameter) vormgeheugen draad ligt opgerold rond de as van de spiegel. Dit garandeert een kleine hefboomsarm en een grote overbrengingsverhouding. Bij verwarming krimpt de draad ongeveer 3 % waardoor de spiegel zal draaien. Tijdens afkoeling zorgt een torsieveer voor de terugstelkracht, waardoor de spiegel dan terugdraait naar een vlakke positie. In het voorgestelde ontwerp bedraagt de variatie van de gezichtshoek 140 graden voor een spiegelbeweging van 70 graden. De beweging gebeurt continu en tevens is het mogelijk om rechtdoor te kijken in de rustpositie. Vanwege de beperkte rek en de vereiste rotatie van 70 graden werd een katrolsysteem ingebouwd. Daardoor



Figuur 6.

kan een draad met een actieve lengte van 41 mm ondergebracht worden in een ruimte kleiner dan 16 mm. Dit eerste prototype bevat kunststoffen wieltjes op kogellagers.



Figuur 7.

Figuur 7 toont het prototype met daarop duidelijk het katrolsysteem met twee wieltjes. Met het oog op een verdere miniaturisatie werden ook experimenten uitgevoerd om het verschil tussen katrolwiel-tjes en vaste assen te meten. Een vaste as is veel eenvoudiger

te integreren dan een wieltje, al dan niet op kogellagers. Zoals blijkt uit tabel 1 veroorzaakt een dikke vaste as in kunststof de grootste verliezen. Opmerkelijk is ook het geringe verschil tussen een klein kunststof wieltje op kogellagers en een dunne metalen vaste as. Dit betekent dat de katrollen in het prototype van de spiegelactuator zonder probleem vervangen kunnen worden door een vaste metalen as. Om kortsluitingen te voorkomen vereist dit een aangepast ontwerp. Tevens dienen fluctuaties op de elektrische weerstand van het aandrijfelement vermeden te worden. De weerstandswaarde van de vormgeheugen draad kan immers gebruikt worden als positie terugkoppeling, zie ook de volgende paragraaf.

Constructie	Rek	%
Rechte draad	2,65	100,0
Kunststoffen wieltje, 3 mm diameter, op kogellager	2,38	89,7
Vaste metalen as, 3 mm diameter	2,29	86,6
Kunststoffen wieltje, 7 mm diameter, op kogellager	2,08	78,5
Vaste metalen as, 8 mm diameter	1,79	67,6
Vaste as in kunststof, 3 mm diameter	1,74	65,8
Vaste as in kunststof, 8 mm diameter	1,02	38,7

Tabel 1 Percentage vormgeheugeneffect dat beschikbaar is na introductie van een katrol of een vaste as. Een rechte draad dient als referentiewaarde.

### Zoomsysteem voor endoscopie

Deze paragraaf beschrijft een zoomsysteem voor montage op de tip van een endoscoop. Deze ontwikkeling stelt zeer specifieke eisen: een continu en voldoende groot zoombereik, een voldoende grote gezichtshoek, en een voldoende optische kwaliteit. Voor een stijve endoscoop maakt het niet uit aan welke zijde een zoomsysteem

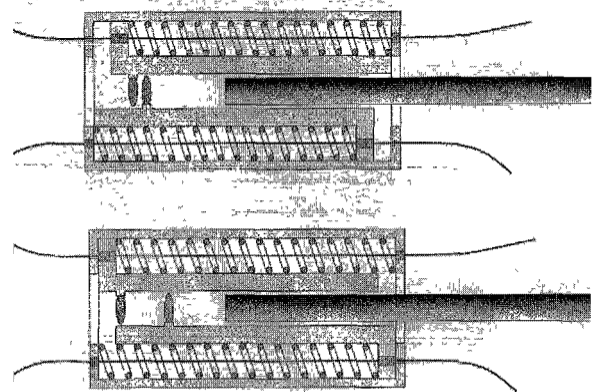
gemonteerd staat. Bij een flexibele scope is het verkiezelijk om het zoomsysteem aan de tip te monteren. Een montage aan de gebruikerszijde zal de pixels van de optische vezelbundel uitvergroten. Dit betekent dat de resolutie daalt. Bij een plaatsing aan de tip zal het beeld telkens door alle vezels gaan en is de resolutie constant. Tabel 2 vat alle ontwerpvereisten samen.

Ontwerpvereiste	Waarde
zoombereik	100 % tot 200 %
gezichtshoek	20 tot 40 graden
diameter van de optische vezelbundel	0,5 tot 1,8 mm
diameter van de endoscoop	6 mm
lengte van het zoomsysteem	15 mm

Tabel 2 Ontwerpvereisten voor een zoomsysteem op de tip van een endoscoop.

Er zijn twee mogelijke alternatieven om een zoomsysteem te construeren. Indien er slechts een lens beweegt, dient ook het optische beeldvlak te bewegen. Dit impliceert een beweging van de vezelbundel hetgeen een veel te complexe oplossing is. Daarom worden twee bewegende lenzen gebruikt. Vertrekkende van een systeem van 15 mm lang en een vormgeheugen draad met een contractie van 3 % geeft dit een maximale slag van de lenzen van 390 micrometer. Op basis van simulaties werd beslist om twee lenzen van 1,5 mm diameter te gebruiken met een brandpuntsafstand van 1 mm. Deze zijn zowat de kleinste lenzen die commercieel beschikbaar zijn. Hierdoor is het zoombereik 166 %. Een groter zoombereik zou een kleinere brandpuntsafstand vereisen.

Figuur 8 toont het algemeen concept van het zoomsysteem voor endoscopie. In dit systeem beweegt de

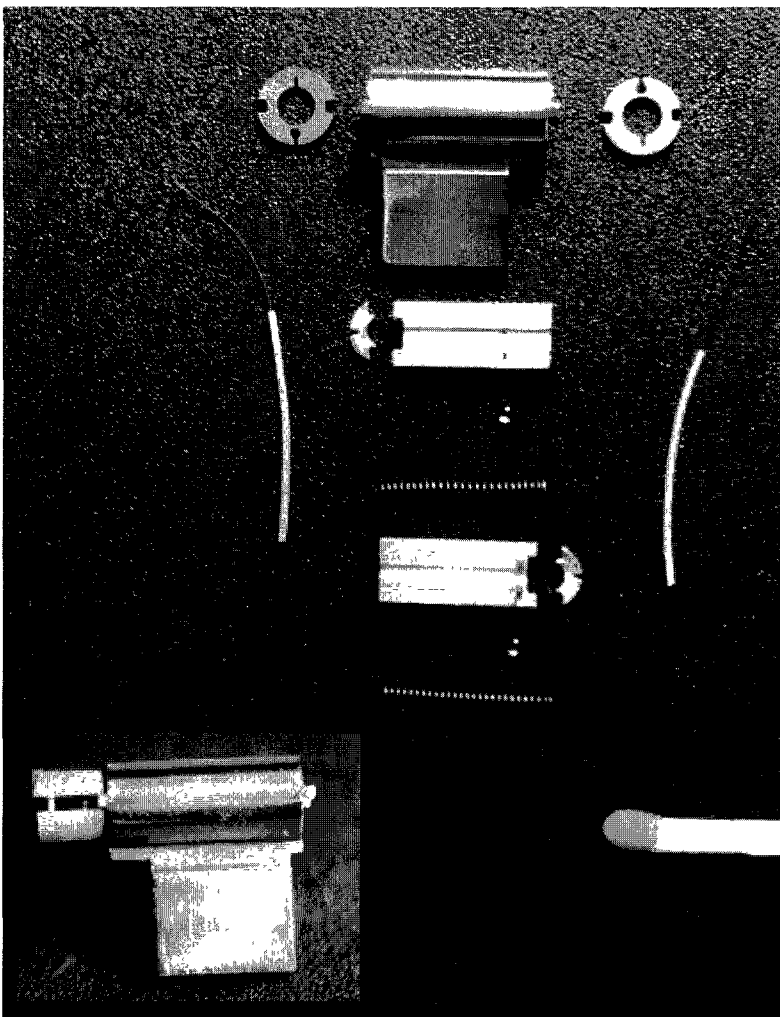


Figuur 8 Algemeen concept van het zoomsysteem voor endoscopie.

## Micro-aandrijvingen met vormgeheugen

linker lens ongeveer 300 micrometer, terwijl de rechter lens 390 micrometer slag heeft. Dit betekent dat beide bewegingen binnen de bereikbare slag van de vormgeheugenlegering liggen. Beide lenzen zijn gemonteerd op een slede die in de behuizing glijdt. Een spiraalveer levert de nodige terugstelkracht. In deze testopstelling is de vezelbundel om praktische redenen vervangen door een vaste GRIN-lens. Om de lengte van de vormgeheugen draden juist af te regelen worden ze gemonteerd onder een voorspanning van 130 MPa. Deze wijze van monteren vermijdt het gebruik van regelschroefjes zoals in het geval van de microklep.

Figuur 9  
Onderdelen van het  
zoomsysteem voor  
endoscopie



Figuur 9 toont de omvang van alle onderdelen vergeleken met deze van een lucifer. De meeste onderdelen werden vervaardigd met microvonkerosie. Uiterst links en uiterst rechts ziet men de beide vormgeheugen draden en de deksels van de behuizing. Onderaan liggen de rechte slede en de bijbehorende lens en terugstelveer. In het midden liggen de corresponderende onder-

delen van de linker slede. Iedere slede bestaat uit een hoofdlichaam en een deksel dat de lens bevat. Al deze onderdelen worden samengelijmd. Bovenaan figuur 9 ziet men de behuizing van het zoomsysteem. Aan de onderzijde van dit cilindrisch onderdeel zit een rechthoekig plaatje. Dit dient enkel om het onderdeel in te klemmen op de proefstand. Het volledig gemonteerde systeem is onderaan links te zien. In deze montage werden vormgeheugen draden van 0,12 mm diameter gebruikt. De weerstand van een vormgeheugen materiaal is functie van de transformatiegraad. Deze eigenschap kan gebruikt worden voor een gesloten lus positiecontrole. Dit betekent een enorm voordeel in geminiaturiseerde toepassingen omdat een enkel onderdeel sensor- en actuatorfunctie combineert. Toepassing van dit principe op het bovenstaande zoomsysteem levert een positioneer-nauwkeurigheid op van 10 micrometer. De insteltijd om een specifieke positie te bereiken bedraagt 2 seconden. Deze waarden zijn ruim voldoende voor de beoogde toepassingen.

### Besluit

Dit artikel beschreef het ontwerp van microsystemen aangedreven door vormgeheugenlegeringen. Vier gevalstudies illusteerden hoe hybride microsystemen ontworpen kunnen worden en wat de specifieke problemen zijn bij het toepassen van vormgeheugen micro-aandrijvingen. Deze ontwerpen vereisen een simultaan ontwerp van de vormgeheugen aandrijving, de elektromechanische verbindingen en een geschikte behuizing. Men kan dus terecht spreken van micro-mechatronische producten. De voorgestelde micro-aandrijvingen zijn conceptueel zeer eenvoudig en gebaseerd op het gebruik van een vormgeheugen draad of strip. Achtereenvolgens werden vier verschillende systemen beschreven: het eerste was een zeer eenvoudige microklep voor een doseersysteem. De drie volgende systemen situeerden zich in de minimaal invasieve chirurgie: een buigingsactuator voor colonoscopie, een spiegel-aandrijving, en een zoomsysteem.

### Dankwoord

Dit onderzoek werd gefinancierd door het Brite-Euram programma van de Europese Commissie, project nummer 7596, contract nummer BRE2-CT93-0579 en door de Interuniversitaire Attractiepool IUAP P4/24. De auteurs danken ook J. Savall, M. Dierckx, en T. Feyaerts voor hun bijdrage tot dit onderzoek. D. Reynaerts is Postdoctoraal onderzoeker van het Fonds voor Wetenschappelijk Onderzoek Vlaanderen (F.W.O.)

### **Autersnoot**

Dommiëk Reynaerts, Jan Peirs en Hendrik Van Brussel, zijn werkzaam aan de Katholieke Universiteit Leuven, Departement Werktuigkunde, Afdeling Productietechnieken, Machinebouw en Automatisering, Celestijnenlaan 300B, B-3001 Heverlee, België.  
Tel +32-16-322 640, Fax +32-16-322 987, E-mail Dommiëk.Reynaerts@mech.kuleuven.ac.be

### **Literatuur**

- [1] D Reynaerts, and H Van Brussel, "Shape Memory Alloy based Electrical Actuation for Robotic Applications", Int Conf. Shape Memory Superel. Techn, Asilomar, Mar 1994, pp 271-276.
- [2] W Van Moorlegheem, D Reynaerts, H Van Brussel, and J Van Humbeeck, "General discussion shape memory actuators", Proc. Int. Conf New Actuators, Bremen, Jun 1994, pp. 225-227.
- [3] D Honma, Y Miwa, and N Iguchi, "Application of Shape Memory Effect to digital Control Actuator", Bull of JSME, 27(1984)230, p. 1737-1742.
- [4] K Kuribayashi, "Millimeter-sized Joint Actuator Using a shape Memory Alloy", Sensors & Actuators, 20(1989), p 57-64
- [5] P. Dario, and M C Montesi, Shape memory alloy microactuators for minimally invasive surgery", Int. Conf Shape Memory Superelastic Techn, Asilomar, Mar 199, pp 427-433.
- [6] K. Ikuta, M Tsukamoto, and S Hirose, "Shape memory alloy servo actuator system with electric resistance feedback and application for active endoscope", Proc IEEE Int. Conf Robotics and Automation, Philadelphia, May 1988, pp.427-430.
- [7] S. Guo, T Fukuda, K Kosuge, F Arai, M. Negoro, and K Nakabayashi, " Micro Active Catheter System with Multi Degrees of Freedom", Proc IEEE Int. Conf. Robotics and Automation, San Diego, May 1994, pp 2290-2295
- [8] M Kao, D Schutz, P. Thoma, M Klaus and D. Angst, "Shape memory alloy ribbon actuator", Proc 5th Int Conf New Actuators, Bremen, Jun 1996, pp 370-374
- [9] D Reynaerts, J Peirs, and H. Van Brussel, "Design of a Shape Memory Actuated Implantable Drug Delivery System", Proc. 6th Int Symp. Micro Machine & Human Science, Nagoya, Oct 1995, p. 111.
- [10] R H Sturges Jr, and S Laowattana, "A Flexible, Tendon-Controlled Device for Endoscopy", Int. Journal Robotics Research, 12(1993)2, p 121-131
- [11] M C Carrozza, L. Lencioni, B Magnani, P Dario, D Reynaerts, M G Trivella, A Pietrabissa, "A Microrobot for Colonoscopy", Proc 7th Int Symp Micro Machine & Human Science, Nagoya, Oct 1996, pp 223-228.
- [12] D Reynaerts, J. Peirs, H. Van Brussel, Design of a shape memory actuated gastrointestinal intervention system, Proc. Euroensors X Conf, Leuven, Sep. 1996, pp 1185-1188.
- Moulded Interconnect Device is een techniek waarbij in één kunststoffen onderdeel elektrische verbindingen gespoten worden)