



(12) **PATENT**

(19) NO

(11) **314337**

(13) B1

(51) Int Cl⁷

A 61 F 2/06

Patentstyret

(21) Søknadsnr	19980302	(86) Int. inng. dag og søknadsnummer	1996.07.25, PCT/CA96/00504
(22) Inng. dag	1998.01.23	(85) Videreføringsdag	1998.01.23
(24) Løpedag	1996.07.25	(30) Prioritet	1995.07.25, GB, 9515282
(41) Alm. tilgj.	1998.03.24		1996.03.15, GB, 9605486
(45) Meddelt dato	2003.03.10		

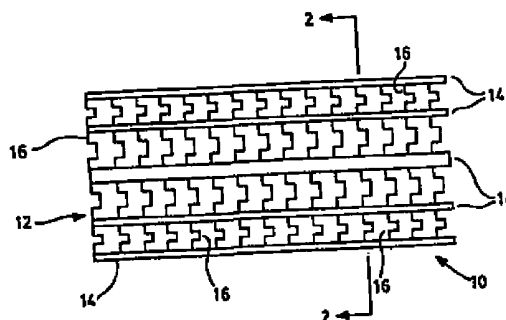
(71) Patenthaver	Medstent Inc, Unit 5, 91 Kelfield Road, Rexdale, ON M9W 5A3, CA
(72) Oppfinner	Michael J Lee, Halifax, NS B3P 1C7, CA Katherine H Crewe, Etobicoke, ON M8V 1V8, CA Christine Mastrangelo, Etobicoke, ON M8V 3W9, CA
(74) Fullmektig	Onsagers AS, 0130 Oslo

(54) Benevnelse **Ekspanderbar stent**

(56) Anførte publikasjoner WO A1 95/095584, EP A2 540290

(57) Sammendrag

En stent har et rørformet legeme med langsgående stivere som er forbundet med hverandre ved hjelp av flerstangledd. Stiverne forhindrer forkorting av legemet og relativ bevegelse mellom leddene i leddkoblingen tillater radiell ekspansjon. Leddene blir plastisk deformert når de blir ekspandert til å opprettholde den ekspanderte diameteren.



Den foreliggende søknad vedrører en ekspanderbar stent.

Ekspanderbare stenter blir mye brukt for å tilveiebringe lokal forsterkning i fluidførende kar i det menneskelige legemet. Stenten er i hovedsak et sylindrisk element som kan utvides radielt for å dilatere eller utvide karet og å tilveiebringe støtte for karveggen for å opprettholde denne i den utvidede tilstanden.

For å kunne innføre stenten har det tidligere blitt foreslått å plassere stenten i karet ved hjelp av et ekspanderbart eller ballongkateter. Med stenten posisjonert på det riktige stedet blir kateteret blåst opp og stenten brakt til å ekspandere radielt mot veggen til karet. Når stenten er ekspandert til den ønskede diameteren, slippes luften eller gassen ut av kateteret og dette kan fjernes, idet stenten etterlates i posisjonen.

Stenten må selvsagt forbli ekspandert mot veggen til karet og den bør være i stand til å motstå kreftene som bevirkes av veggene til karet. Enn videre bør stenten være i stand til å håndtere brå svinger i åresystemet under plasseringen samtidig som den minimaliserer ødeleggelse på åreveggen.

Det er foreslått en rekke forskjellige mekanismer for å tillate ekspansjonen av stenten, heri innbefattes anordninger som reorienterer komponentene som danner stenten slik at de kan innta en større totaldiameter.

I en annen type stenter, som angitt ved stenten vist i US patent 4 733 665, tilhørende Palmaz, er stenten utformet slik at den er plastisk deformerbart slik at den etter ekspansjonen opprettholder den økte diameteren. I Palmaz stenten blir den plastiske deformasjonen besørget av en åpenmasket rombestruktur. Ettersom kateteret blir ekspandert deformeres de kryssende elementene til maskene slik at stenten inntar en øket diameter.

Med arrangementene som er vist i Palmaz stenten og tilsvarende utforminger følges en radiell ekspansjon av stenten av en aksial forkorting av stenten. Forkortningsgraden kan forutsies, men sluttlokaliseringen av stenten langs karet kan ikke forutsies. Således kan en ende av stenten forbli stasjonær i forhold til blodkaret slik at den motsatte enden blir utsatt for den maksimale aksielle forskyvning eller det kan være en progressiv forkorting fra begge endene slik at en mellomliggende lokalisering forblir stasjonær. Forkorting av stenten fører til en utforutsigbar lokalisering av stenten i dens ekspanderte tilstand og medfører relativ bevegelse i en aksial retning mellom karveggen og stenten, hvilket generelt er uønsket.

WO 95/09584 angir en utvidbar stent hvor leddforbindelsene er anordnet motsatt slik at den ene vender i motsatt retning av den andre. Dette er klart angitt i forbindelse med figur 4, se side 12 linjer 1-7. Læren i WO 95/09584 er således å ha

motsattrettede leddforbindelser ved de motsatte endene av stenten. På samme måte viser EP-540290 motsattrettede U-formede legemer.

Man har funnet i praksis at denne oppstillingen ifølge den kjente teknikken fører til vanskeligheter ved plassering av ballongen inne i stenten fordi en av
5 leddforbindelsene uungåerlig vil rage frem i bevegelsesretningen heller enn å følge bevegelsesretningen.

Det er derfor et formål med den foreliggende oppfinnelse å tilveiebringe en stent hvorved de ovenfor angitte ulemper unngås eller minskes.

10 Generelt uttalt tilveiebringer den foreliggende oppfinnelsen en stent hvor en flerhet av langs omkretsen adskilte langsgående stivere er forbundet med hverandre ved hjelp av flerstangledd. Naboled i leddkoblingen er vinkelmessig anordnet i forhold til hverandre slik at en radial kraft besørger en relativ rotasjon mellom naboled for å tillate radiell utvidelse av stenten. De langsgående stiverne forhindrer forkorting av stenten slik at sluttlokaliseringen av stenten kan forutsies.

15 Oppfinnelsen er nærmere definert i de etterfølgende selvstendige og uselvstendige patentkravene.

Utførelser av oppfinnelsen skal nå beskrives, men bare som eksempel, med henvisning til de medfølgende tegninger, i hvilke:

Fig. 1 er et sideriss av en montert stent;

20 Fig. 2 er et riss langs linjen 2-2 på fig. 1;

Fig. 3 er et utvidet riss av stenten vist på fig. 1;

Fig. 4 er et riss i forstørret skala av en del av stenten vist på fig. 1-3;

Fig. 5 er et riss av delen av stenten vist på fig. 4 etter radiell ekspansjon;

Fig. 6 er et tilsvarende riss som på fig. 4 av en alternativ utførelse av stenten;

25 Fig. 7 er et riss av utførelsen på fig. 6 etter radiell ekspansjon;

Fig 8 er et ytterligere alternativ av stenten vist på fig. 4;

Fig 9 er et riss tilsvarende utførelsen på fig. 8 etter radiell ekspansjon;

Fig. 10 er en sammenlignende kurve mellom utførelsene av stenten vist på fig. 4, 6 og 8;

30 Fig. 11 er en perspektivtegning av en ytterligere utførelse av stenten;

Fig. 12 er et utviklet riss av utførelsen av stenten vist på fig. 11;

Fig. 13 er et forstørret riss av en del av stenten vist på fig. 11;

Fig. 14 er et riss tilsvarende fig. 9 og viser stenten etter radiell ekspansjon;

Fig. 15 er et snitt av en stentopplagring og kateter; og

Fig. 16 er et utviklet riss, tilsvarende fig. 12, av en ytterligere utførelse.

- 5 Med henvisning til fig. 1 fremgår at en stent 10 har et generelt rørformet legeme 12 som til å begynne med er dimensjonert slik at den kan innføres i et kar, slik som en arterie. Legemet 12 innbefatter en rekke langsgående stivere 14 som er forbundet med hverandre ved hjelp av et flerstangled 16. Leddene 16 er regelmessig adskilt langs den aksiale utstrekningen av stiverne 14 og holder stiverne 14 i ett langs omkretsen adskilt forhold.

- Som det best kan ses av fig. 4, innbefatter hvert av leddene 16 et par av motsatt rettede omkretsledd 18 med aksiale ledd 20 koblet til omkretsleddene 18 og som strekker seg parallelt med stiverne, men adskilt fra disse. De aksiale leddene 20 er koblet til et L-formet hjørneledd 22 som har et aksialt ben 24 og et omkretsben 26. Benene 26 til det motstående hjørneleddet 22 er sammenkoblet ved hjelp av et omkretstilkoblingsledd 28 for å sammenkoble de tilliggende stiverne 14. Leddene 18, 20 og 28 til leddkoblingen 16 er tilformet ved fjerning av materiale fra et sømløst rør av biokompatibelt materiale slik at leddene er integrert tilkoblet hverandre. Et typisk slik materiale vil være et metall slik som både rent og legert titan, platina, nitinolmetaller med minne, gull eller rustfritt stål, og leddkoblingen kan på hensiktsmessig måte være fremstilt ved hjelp av mikromaskineringsteknikker. Andre materialer kan også anvendes dersom de anses egnede for implantering, innbefattende plastmaterialer som har de nødvendige egenskapene.

- 25 Hver av leddkoblingene 16 er like og de relative dimensjonene mellom leddene i hver leddkobling bestemmer diameterendringen for en gitt belastning. I et typisk eksempel, som vist på fig. 4, vil når en tar lengden til forbindelsesleddet 28 som en enhetslengde, de relative dimensjonene til de andre leddene som indikert med bokstaver på fig. 4 være som følger:

a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k
1	2	1	0,625	1,125	0,125	2,125	2,0	1,375	1,125	0,125

30

Stenten 10 blir vanligvis innført i karet ved bruk av et ballongkateter 60. Stenten 10 er montert på kateteret 60 som vist på fig. 15. For å hjelpe til med å plassere stenten på kateteret 60 anordnes først stenten på en opplagring 62 som har et stanglignende hode 64 og et avtagende legeme 66. Stenten 10 blir opptatt tett på legemet 66 som

har en konkav uttagning 68 ved en ende for å lokalisere tuppen til kateteret 60. En boring 70 strekker seg gjennom legemet 66 for å oppta en tråd dersom kateteret er av en type som anvender en slik.

5 En beskyttelsehysle 72 befinner seg over legemet 66 og holdes på et boss 74 på hodet 64. Hylsen 72 beskytter således stenten 10 mot uvedkommende eksterne krefter og legemet 66 gir opplagring for stenten 10 under overføring.

10 For å utføre stenten til kateteret 60 blir hylsen 72 fjernet og legemet 66 innrettet med kateteret 60. Stenten kan så gli aksialt fra legemet 66 over kateteret 60 og opplagringen og hylsen kan kastes. På denne måten blir stenten styrt under overføring og plasseringen av stenten på kateteret blir forenklet.

Uttagningen 68 hjelper til ved lokalisering og innretting av kateteret 60 under overføring og selvfølgelig kan tråden, dersom den er tilstede, bli matet gjennom boringen 70.

15 Stenten 10 befinner seg på legemet 66 slik at leddene 28 er nærmere bossen 74 enn de tilordnede leddene 18. Overføring av stenten 10 til kateteret sikrer således at stenten 10 blir orientert på kateteret 60 slik at forbindelsesleddet 28 til leddkoblingen 16 ligger foran omkretsleddene 18 under innføring av stenten 10 i karet.

20 Kateteret blir innført i karet på konvensjonell måte inntil det befinner seg ved stenosen eller forsnevringen.

Etter plasseringen i karet blir kateteret så oppblåst for å påtrykke en radielt ekspansjonskraft på stenten.

25 Som vist på fig. 5, medfører påtrykningen av den radielle kraften at omkretsavstanden til stiverne 14 øker. Omkretsleddene 18 føres med stiverne 14 og en hengslevirkning opptrer ved forbindelsen mellom det aksiale leddet 20 og både omkretsleddet 18 og hjørneleddet 22 ved plastisk deformasjon av leddene. På tilsvarende måte vil forbindelsesleddet 28 ha en hengsel- eller dreievirkning ved dets forbindelse med hjørneleddet 22 slik at det tilveiebringes en hengslevirkning mellom leddene. Leddene 22 blir således rotert når stiverne 14 blir spredt.

30 På grunn av de relativt smale leddene 20, 22 vil hengslingen ved deres sammenføyning med de største leddene 18, 22 overskride flytepunktet til materialet, hvilket medfører en permanent deformasjon og økning i diameteren. Et par adskilte hengslepunkter blir således etablert og derved blir den totale rotasjonen som er nødvendig mellom de aksiale leddene 20 og omkretsleddet 28 fordelt mellom to
35 steder.

Kateteret tømmes igjen for luft eller gass og fjernes, og etterlater derved stenten 10 på stedet. Det er imidlertid å merke seg at under oppblåsningen vil stiverne 14 opprettholde den aksielle avstanden mellom omkretsleddene 18 slik at den totale lengden til stenten forblir den samme uten noen relativ aksial bevegelse mellom
5 karet og stenten.

I tester utført med prøver på utformingen vist på fig. 4 og 5 ble en utvidelse fra avstanden til stiverne 14 øket fra en startverdi på seks enheter til 8,48 enheter ved påtrykning av belastninger som er konsistente med de som anvendes ved ekspanderingen av slike stenter.

10 En alternativ utførelse av leddkoblingen 16 er vist på fig. 6 og 7, hvor like komponenter angis med like henvisningstall, men for klarhetens skyld tilføyd et suffiks "a".

I utførelsen på fig. 6 er omkretsleddet 18a tilformet som et par av rektangulære noder 30, 32 som er forbundet ved en smal stang 34. Lengden til det aksielle leddet
15 20a er redusert til 0,5 av en enhetsverdi og det er foretatt en korresponderende reduksjon av lengden til tilkoblings- eller forbindelsesleddet 28 til 0,5. Som det kan ses av fig. 7, forårsaker påtrykningen av den radielle belastningen forbindelsen ved stangen 34 til å deformeres plastisk, hvilket tillater rotasjon av den rektangulære stangen 32. Forbindelsesleddet 28 blir også utsatt for bendekraft så vel som plastisk deformasjon ved forbindelsen til leddene 22a.
20

I forsøk som er utført med prøver av arrangementene vist på fig. 6 og 7 ble startavstanden til stiverne 14 øket til 8,5 enheter etter påtrykking av en radiell kraft som samsvarer med den som finnes i ballongkateteret.

En ytterligere utførelse er vist på fig. 8 hvor igjen like henvisningstall brukes for å
25 angi like komponenter og hvor for klarhetens skyld det er tilføyet et suffiks "b". I utførelsen på fig. 8 avsmalner forbindelsen mellom forbindelsesleddene 20b og omkretsleddene 18b progressivt til dimensjonen F. På en tilsvarende måte avsmalner tilkoblingen mellom forbindelsesleddet 28b og leddet 22b progressivt og i hvert tilfelle blir den totale lengden til leddene 20b, 28b redusert fra en
30 enhetsverdi til 0,5 enhetsverdi. En avsmalning eller reduksjon i diameter i størrelsesorden 45° er funnet å være passende.

Resultatene av prøvene som ble utført på utførelsen vist på fig. 4, 6 og 8 er angitt på kurven på fig. 9. Denne kurven representerer den påtrykte radielle belastningen og avbøyningen som ble oppnådd og det vil ses at i hver utførelse er det en opprinnelig
35 proporsjonal økning av belastning og avbøyning fulgt av en mye flatere kurve som indikerer en plastisk deformasjon. Deretter øker belastningen progressivt hvilket indikerer at orienteringen av leddene nærmer seg en lineær orientering. Det vil ses at utførelsen på fig. 8 bruker en mindre belastning for å oppnå de ønskede

avbøyninger. Ved tilveiebringelsen av de relativt smale leddene er det mulig å styre den radielle kraften som er nødvendig for å ekspandere stenten og lokaliseringen hvorved bøyingen vil finne sted. Kraften som er nødvendig for å oppnå radiell ekspansjon må være kompatibel med kreftene som er tilgjengelige fra et
 5 ballongkateter, og den reduserte bredden til leddene tillater dette. Enn videre opprettholder den plastiske deformasjonen av de smale leddene styring av orienteringen til de bredere leddene under ekspansjonen.

En ytterligere utførelse er vist på fig. 11-14. Denne gir øket fleksibilitet for stenten under innføring, hvilket kan være nødvendig for å håndtere krappe svinger i
 10 åresystemet under plassering, og derved minimaliseres ødeleggelse av åreveggen.

I utførelsen på fig. 11-14 er hver av stiverne 14c segmentert slik at de består av enten en serie av enhetsstivere 40 eller en serie av leddstivere 42.

Enhetsstiverne 40 veksler med leddstiverne 42 om omkretsen til stenten 10c og i den foretrukne utførelse er det tilordnet et likt antall av hver, slik at leddstivere 42
 15 er diametralt motstående til hverandre. Det foretrekkes at fire leddstivere 42 er anordnet og at de er adskilt langs omkretsen i 90° intervaller.

Hver av enhetsstiverne 40 strekker seg mellom to av leddkoblingene 16c for å sammenkoble disse. Enhetsstiverne er adskilt fra hverandre med et gap indikert ved 44 slik at hver leddkobling 16c er forbundet med bare én av naboleddkoblingene
 20 16c. I motsetning til dette strekker leddstiverne 42 seg mellom fire av leddkoblingene 16c og er så adskilt fra den neste av leddstiverne 42 med en avstand indikert ved 46.

Gapene 44 mellom enhetsstiverne er innrettet langs omkretsen slik at de tilveiebringer ringformede eller rørformede bånd 48 mens rommene 46 er anordnet i
 25 sikksakk mellom vekslende leddstivere 42. Hver av leddstiverne 42 har et livparti 50 for å tilveiebringe et område med øket fleksibilitet i et plan som er tangensielt med overflaten til stenten 10c. Livområdet 50 er innrettet med ett av båndene 48 og tilveiebringer således forbindelsen på tvers av båndet 48 mellom leddkoblingene 16c.

Som det kan ses av fig. 11, befinner livområdene 50 seg på diametralt motstående steder i de respektive bånd 48 slik at det defineres et par av dreieakser X-X-. På grunn av det sikksakk dannede forholdet mellom naboleddstiverne 42 er livområdene 50 forskjøvet 90° i nabobånd 48 slik at dreieaksen X-X- blir anordnet ved 90°.

35 Dette arrangementet tilveiebringer fleksibilitet om gjensidige rettvinklede, aksielt adskilte akser som tillater relativ dreiebevegelse mellom seksjoner av stenten for å tilpasse seg karet som den er innført i.

Leddforbindelsen 16c er vist detaljert på fig. 13 og innbefatter omkretsledd 18c og aksielle ledd 20c som er forbundet ved hjelp av en node 32c.

Omkretsleddet 28c er forbundet med det aksielle leddet 20c ved hjelp av et hjørneledd 22c som er tilformet som et rektangulært ben 24c.

- 5 Det er å merke seg at forbindelsen til hvert av leddene 18c, 20c, 28c med stiverne 134, noder 32c og hjørneledd 22c med strimler 52 som reduserer den lokale spenningskonsentrasjonen.

I et foretrukket eksempel er de relative dimensjonene som følger:

a	b	c	d	e	f	g	h	i
1,20	0,75	1,40	1,40	2,00	0,90	0,25	6,9	5,30

- 10 Strimlene 52 er hver 0,125 og tykkelsen til materialet mellom 0,0625 og 0,125.

Med denne utformingen vil påtrykkingen av en radiell belastning resultere i en omkretsekspanasjon vist på fig. 14 hvorav det fremgår at det oppnås en lik bøyning av leddene 18c og at de aksielle leddene 20 har antatt en omkretsorientering.

- 15 Ved omkretsekspanasjon vil leddstiverne 42 forhindre forkorting til hvert bånd 48 av koaksielle stivere som forhindrer relativ aksiell bevegelse mellom naboleddekoblinger 16c. Samtidig vil de relativt fleksible livområdene 50 som er anordnet i 90° i forhold til hverandre tilveiebringe den nødvendige fleksibiliteten for innføring av stenten 10c.

- 20 Selv om utførelsen på fig. 11 viser rotasjonsakser ved 90° i forhold til hverandre, kan det anvendes alternative arrangementer ved å variere den relative orienteringen av livområdeleddene. Ved f.eks. å skille leddene med 90° oppnås tre rotasjonsakser ved aksielt adskilte steder.

De følgende relative dimensjoner til leddkoblingen 16 har også vist seg å tilveiebringe tilfredsstillende ytelse:

- 25 EKSEMPEL I

a	b	c	d	e	f	g	h	i
10	7,5	11	17,8	38,6	12,3	3	46	74,2

EKSEMPEL II

a	b	c	d	e	f	g	h	i
10,3	7,7	12,2	17,8	38,6	12,3	3	48,2	74,2

EKSEMPEL III

a	b	c	d	e	f	g	h	i
10,0	7,5	11	14,3	20,4	9,2	3	46	49

- 5 I hvert av disse eksemplene er enhetene 0,0254 mm (0,001") og tykkelsen av materialet som ble brukt var 0,0762 mm (0,003").

I eksempel I og III var bredden, dvs. omkretsdimensjonen, til stiverne 14 fem enheter og den aksielle avstanden mellom naboledkoblinger 16 var 12 enheter.

- 10 I eksempel II var bredden til stiverne 14 2,85 enheter og den aksielle avstanden mellom naboledkoblinger var tre enheter.

- 15 I hvert tilfelle ble leddkoblingene gjentatt fire ganger om omkretsen. Diameteren til stenten før ekspandering var 65 enheter og etter ekspandering med en 45° rotasjon av leddene 20c ble det oppnådd en ytre diameter på 197 enheter med eksempel II og 152,3 enheter med eksempel III. Den aksiale avstanden mellom leddkoblingene 16 var tilstrekkelig til å tillate rotasjon av hjørneleddene ettersom stenten ekspanderte radielt. Tilveiebringelsen av stiveren 14 forhindrer forkortning og sikrer derfor at leddkoblingene kan rotere etter behov.

- 20 En ytterligere utførelse er vist på fig. 16 hvor like komponenter er identifisert med like henvisningstall ved et for klarhetens skyld tilføyet suffiks "d". Utførelsen på fig. 16 er tilsvarende den som er vist på fig. 12 og 13. Hver av stiverne 14d er imidlertid segmentert til en serie av enhetsstiveren 40d som strekker seg mellom to naboledkoblinger 16d. Stiverne 40d er anordnet i sikksakk langs omkretsen for å veksle forbindelsesretningen mellom naboledkoblinger. Enhetsleddkoblingene 40d blir således innrettet ved diametralt motstående steder og definerer således et par av
25 rettvinklede akser ved aksielt adskilte steder for å tilveiebringe fleksibilitet under innføring.

- 30 Stenten vil selvfølgelig dimensjoneres slik at den passer i det aktuelle karet og griper inn ved veggen når den utstrekkes. En typisk stent for innføring i en arterie bør ha en diameter på mellom 1,5 mm og 3,5 mm når den er innført og den kan ha en diameter på mellom 2 mm og 12 mm når den er ekspandert.

PATENTKRAV

1. Stent (10) som har et generelt rørformet legeme (12) med en rekke av langs omkretsen adskilte langsgående stivere (14) som strekker seg parallelt med en langsgående akse av nevnte legeme (12), og hvor langs omkretsen nabopar av
5 nevnte stivere (14) er forbundet med hverandre ved et sett av leddkoblinger (16) som er aksielt adskilt fra hverandre og som definerer et forutbestemt mellomrom mellom nabopar av nevnte stivere (14), og hver leddkobling (16) har en rekke leddforbindelser (18,20,22,28) vinkelforskjøvet i forhold til hverandre i en ikke-ekspandert tilstand slik at når det utøves en radiell kraft på nevnte rørformede
10 legeme (12), finner det sted en relativ rotasjon mellom naboled (16) og plastisk deformasjon, og derved økes nevnte mellomrom mellom nevnte nabopar av nevnte stivere (14) og det tillates radiell ekspansjon av nevnte stent (10), og nevnte stivere (14) forhindrer relativ aksiell bevegelse mellom nevnte leddkoblinger (16) og forkorting av nevnte legeme (12),
15 k a r a k t e r i s e r t v e d at hver leddkobling (16) innbefatter hengslepunkter adskilt fra hverandre langs nevnte leddkobling, idet nevnte hengslepunkter deformeres ved radiell ekspansjon av nevnte stent (10) for å forenkle relativ rotasjon av nevnte ledd (16), idet hengslepunktene er forsynt med soner med relativ svakhet langs nevnte ledd (18,20,22,28).
- 20 2. Stent (10) i henhold til krav 1, k a r a k t e r i s e r t v e d at alle av nevnte sett av leddkoblinger (16) vender en vei.
3. Stent (10) i henhold til krav 2, hvor nevnte leddkobling (16) er ytterligere k a r a k t e r i s e r t v e d at den innbefatter et par av adskilte aksielle ledd
25 (20) som er ved en ende tilkoblet en respektiv av nevnte stivere (14) og på den motsatte enden er forbundet med et første omkretsledd (28).
4. Stent (10) i henhold til krav 3, hvor nevnte aksielle ledd (20) er ytterligere k a r a k t e r i s e r t v e d at de forløper rettvinklet på nevnte omkretsledd (28) i nevnte ikke-ekspanderte tilstand.
- 30 5. Stent (10) i henhold til krav 4, hvor nevnte aksielle ledd (20) er k a r a k t e r i s e r t v e d at de er tilkoblet til respektive av nevnte stivere (14) ved hjelp av andre omkretsledd (18).
6. Stent (10) i henhold til krav 3, hvor nevnte omkretsledd (28) og nevnte aksielle ledd (20) er ytterligere k a r a k t e r i s e r t v e d at de møtes i en
35 forstørret node (22,32) for å tilveiebringe et par av adskilte hengslepunkter inntil nevnte node (22,32).

7. Stent (10) i henhold til krav 3, hvor motstående ender av nevnte aksielle ledd (20) er ytterligere karakterisert ved at de er koblet til naboledde ved en forstørret node (22) for å tilveiebringe et par av adskilte hengslepunkter på nevnte aksielle ledd (20).
8. Stent (10) i henhold til krav 3, hvor nevnte første omkretsledd (28) er karakterisert ved at det er koblet på motsatte ender til respektive aksielle ledd (20) ved en forstørret node (22,32) for å tilveiebringe et par av adskilte hengslepunkter på nevnte første omkretsledd (28).
9. Stent (10) ifølge krav 1, karakterisert ved at nevnte stivere (14) forblir i et parallelt forhold med nevnte langsgående akse ved radiell ekspansjon av nevnte stent (10), og at soner med relativ svakhet er nærliggende men i avstand fra sammenføyningen til i det minste ett par av naboledde (18,20,22,28), i hver leddkobling (16) for å tilveiebringe et par av adskilte hengsler eller svingepunkter, hvorved relativ rotasjon mellom nevnte i det minste ene par av ledd er fordelt mellom nevnte hengsle- eller svingepunkter, nærliggende sammenføyningen.
10. Stent (10) som angitt i krav 9, hvor nevnte sammenføyning av i det minste ett par av ledd (20) er ytterligere karakterisert ved at den omfatter en forstørret node (22).
11. Stent (10) som angitt i krav 10, hvor nevnte forstørrede node (22,32) er ytterligere karakterisert ved at den er rektangulær.
12. Stent (10) som ifølge krav 1, karakterisert ved at i det minste et av nevnte leddkoblinger (16) har en rekke av ledd (18,20,22,28) som er vinkelforskjøvet i forhold til hverandre og som innbefatter et par av ledd (20) som strekker seg aksielt og som er forbundet med respektive av nevnte stivere (14) og forbundet med hverandre på et sted som er adskilt aksielt fra deres respektive forbindelser med nevnte stivere (14), i det minste et par av ledd (18) i nevnte leddkobling (16) som har et parti med redusert tverrsnitt for å tilveiebringe i det minste tre hengsle eller svingepunkter adskilt fra hverandre langs nevnte leddkobling (16) og anordnet for å tillate rotasjon av hver av nevnte ledd (20) som strekker seg aksielt i relasjon til nevnte stivere (14) ved påtrykning av en radiell belastning på nevnte stent (10).
13. Stent (10) i henhold til krav 12, hvor nevnte ledd (20) som strekker seg aksielt er karakterisert ved at de er forbundet ved hjelp av et ledd (28) som strekker seg langs omkretsen.

14. Stent (10) i henhold til krav 13, hvor nevnte ledd som strekker seg langs omkretsen er k a r a k t e r i s e r t v e d at det har et parti med redusert tverrsnitt for å tilveiebringe et par av langs omkretsen adskilte hengsle- eller svingepunkter inntil de respektive av nevnte aksielle ledd (20).
- 5 15. Stent (10) i henhold til krav 12, hvor nevnte ledd (20) som strekker seg aksielt er k a r a k t e r i s e r t v e d at de er forbundet med respektive av nevnte stivere (14) ved et par av ledd (18) som strekker seg langs omkretsen.
- 10 16. Stent (10) i henhold til krav 15, hvor nevnte ledd (20) som strekker seg aksielt er k a r a k t e r i s e r t v e d at de er forbundet ved hjelp av et ledd (28) som strekker seg langs omkretsen.
17. Stent (10) i henhold til krav 16, hvor hvert av nevnte ledd (28) som strekker seg langs omkretsen er k a r a k t e r i s e r t v e d at de innbefatter et parti med redusert tverrsnitt for å tilveiebringe et par av adskilte hengsle- eller svingepunkter på hvert av nevnte langs omkretsen adskilte ledd (28).
- 15 18. Stent (10) i henhold til krav 17, hvor hvert av nevnte ledd (20) som strekker seg aksielt er k a r a k t e r i s e r t v e d at de innbefatter et parti med redusert tverrsnitt.
- 20 19. Stent (10) i henhold til krav 12, hvor utvalgte av nevnte stivere (14) er k a r a k t e r i s e r t v e d at de er diskontinuerlige og derved tilveiebringer en rekke av gap (44,46) langs lengden av disse, og hvor den aksielle lokalisering av nevnte gap (44, 46) danner en sikkakk om omkretsen av nevnte legeme (12) hvorved relativ aksiell bevegelse mellom nevnte leddkoblinger (16) forhindres av stivere (40,42) som langs omkretsen er adskilt fra og aksielt innrettet med nevnte gap (44,46).
- 25 20. Stent (10) i henhold til krav 19, hvor nevnte stivere (42) som er aksielt innrettet med nevnte gap er k a r a k t e r i s e r t v e d at de har deler (50) med redusert tverrsnitt for å forenkle bøyning av stenten.
- 30 21. Stent (10) i henhold til krav 19 eller 20, hvor stivere (42) er k a r a k t e r i s e r t v e d at de er utformet for å danne bare ett par av deler med redusert tverrsnitt (50) hvor delene (50) er diametralt innrettet på utvalgte av nevnte aksielle steder for å forenkle bøyning av nevnte stent (10).
- 35 22. Stent (10) i henhold til krav 21, hvor nevnte par av diametralt innrettede deler (50) er k a r a k t e r i s e r t v e d at de har dreieakser (x-x) for relativ dreiebevegelse mellom nevnte naboleddkoblinger (16) og nevnte akser er forskjøvet 90° i forhold til hverandre.

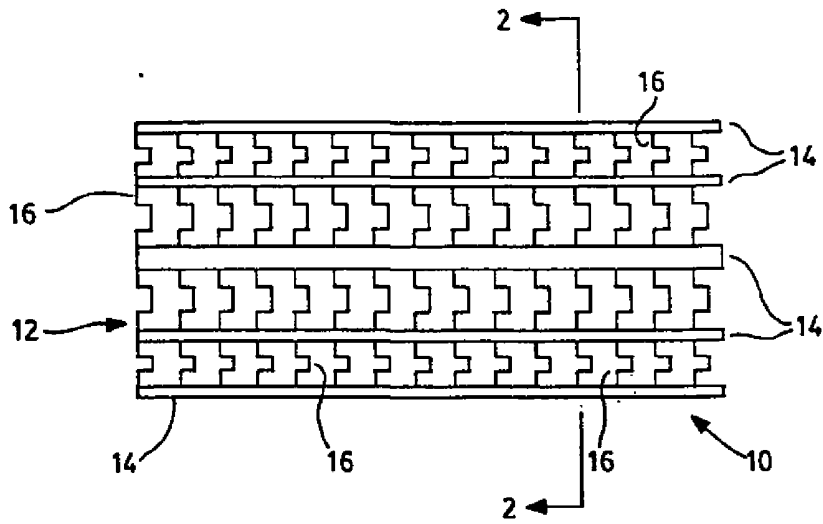


FIG. 1

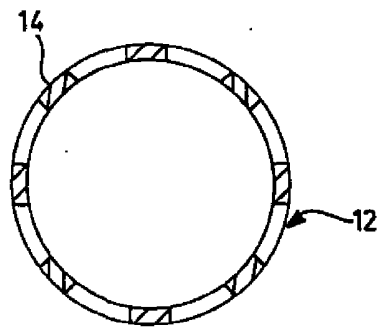


FIG. 2

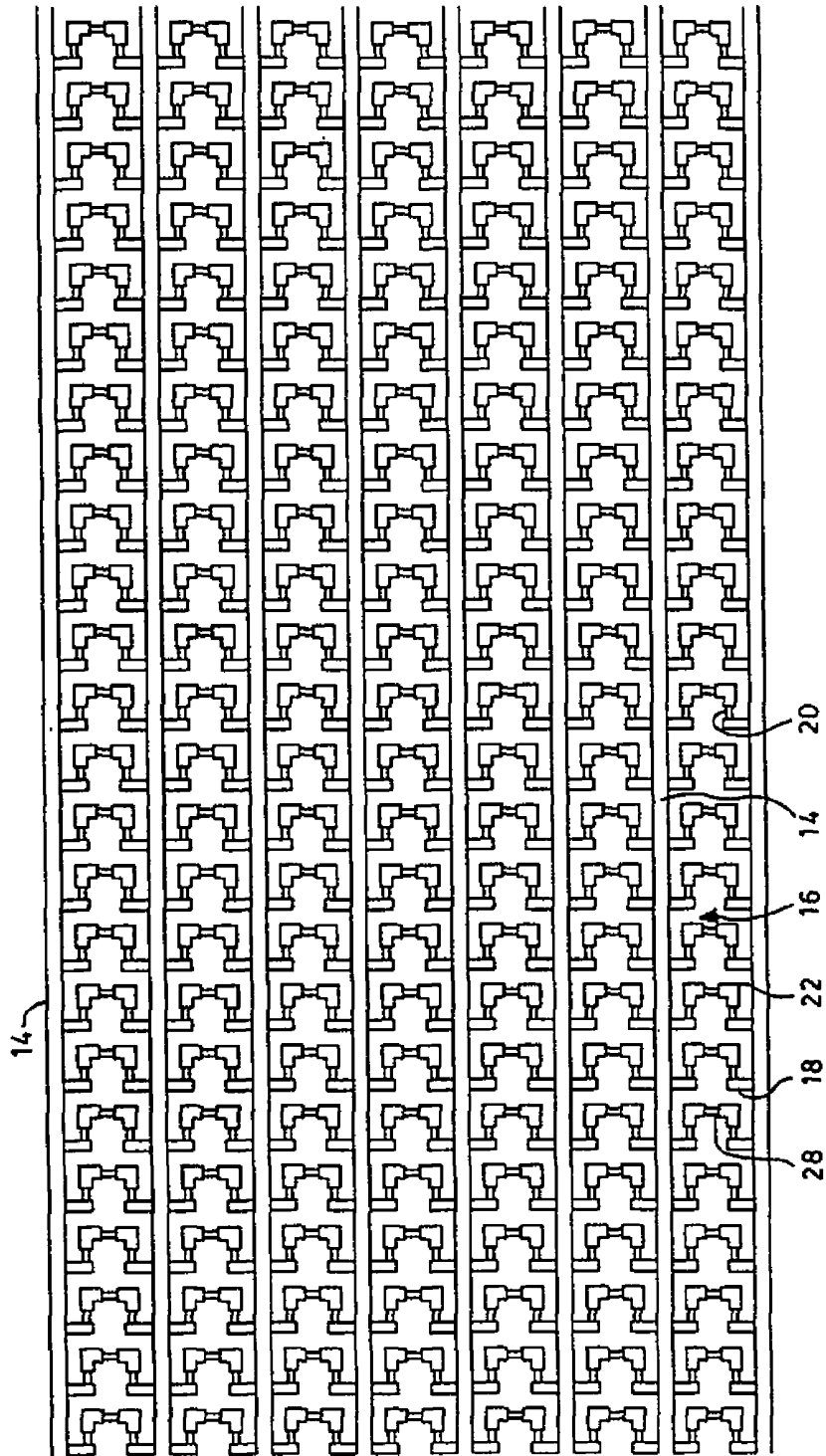


FIG. 3

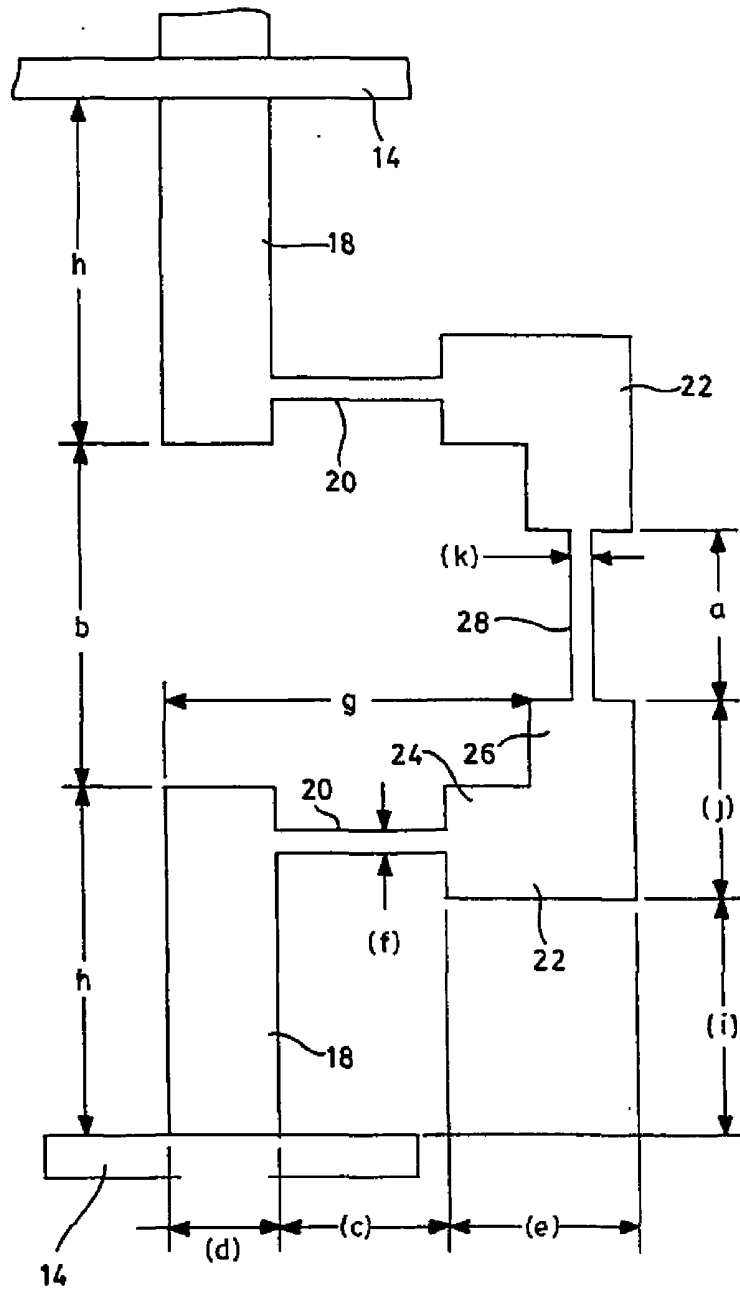


FIG. 4

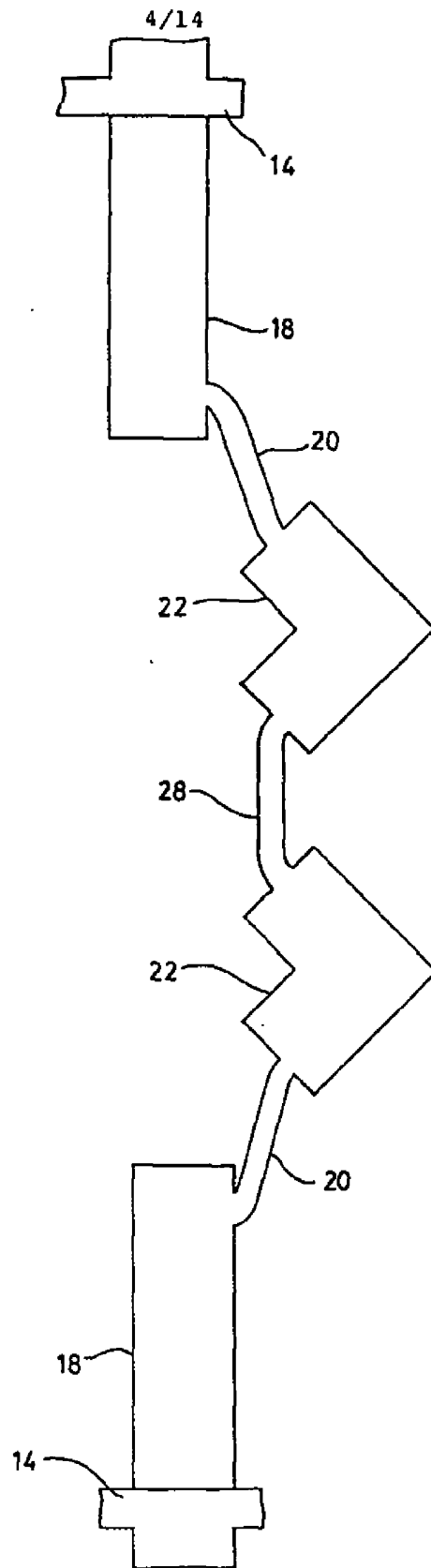


FIG. 5

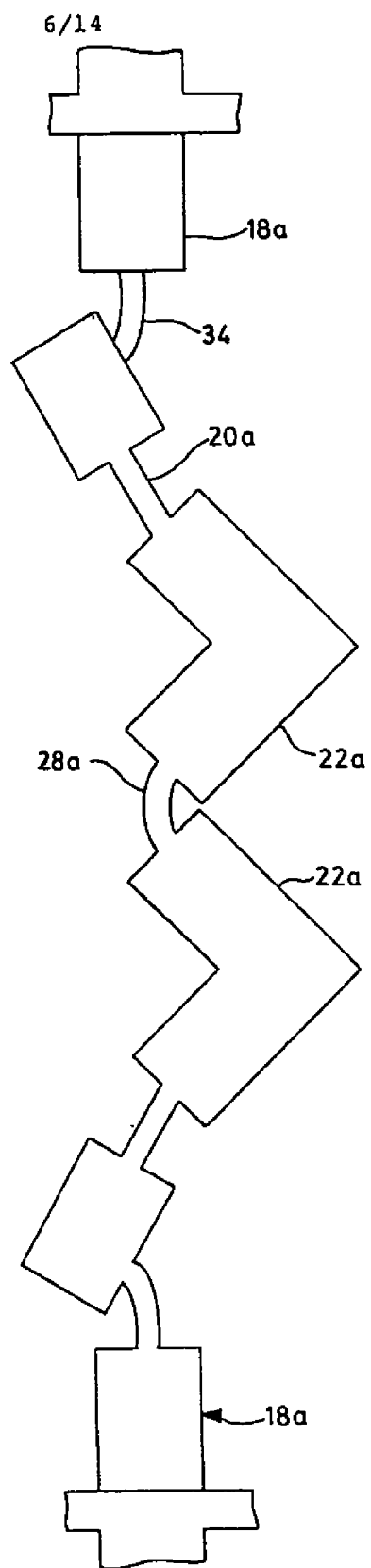


FIG. 7

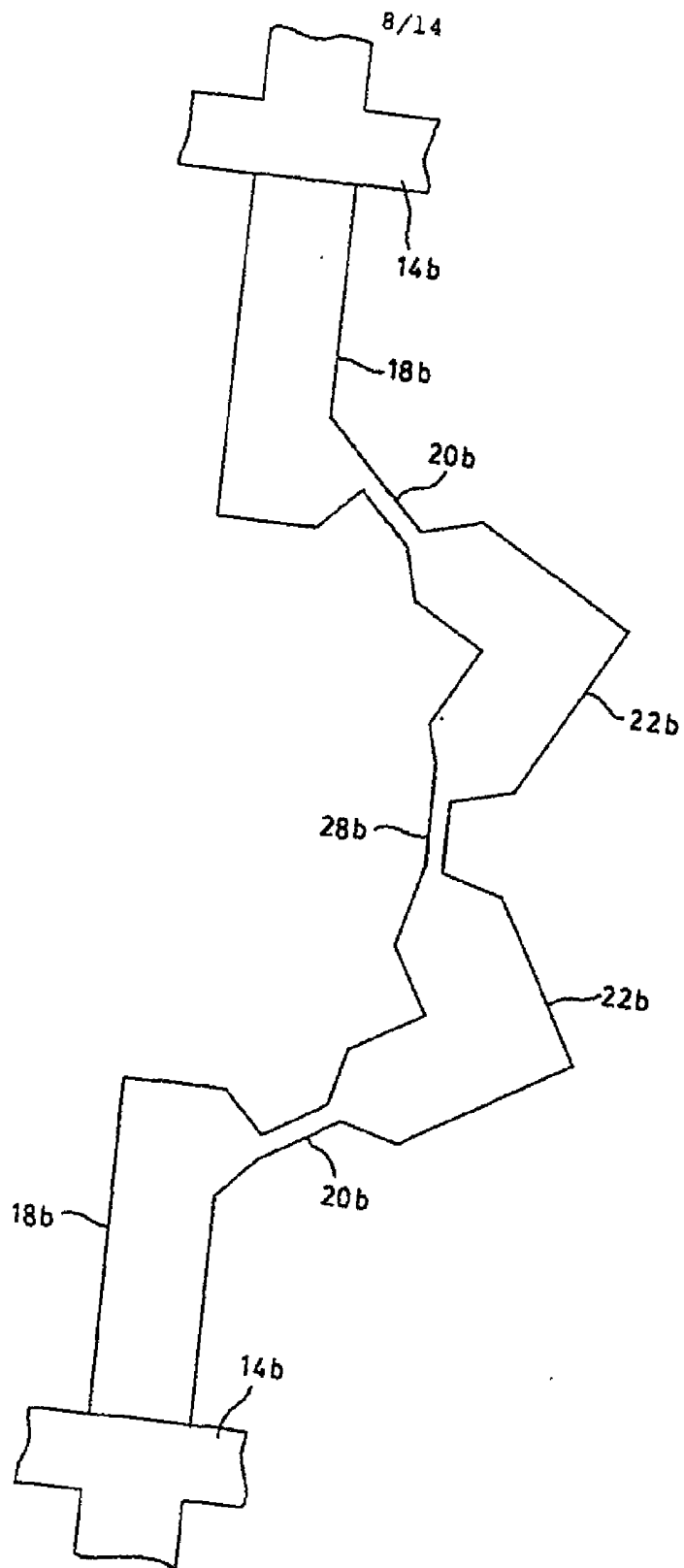


FIG. 9

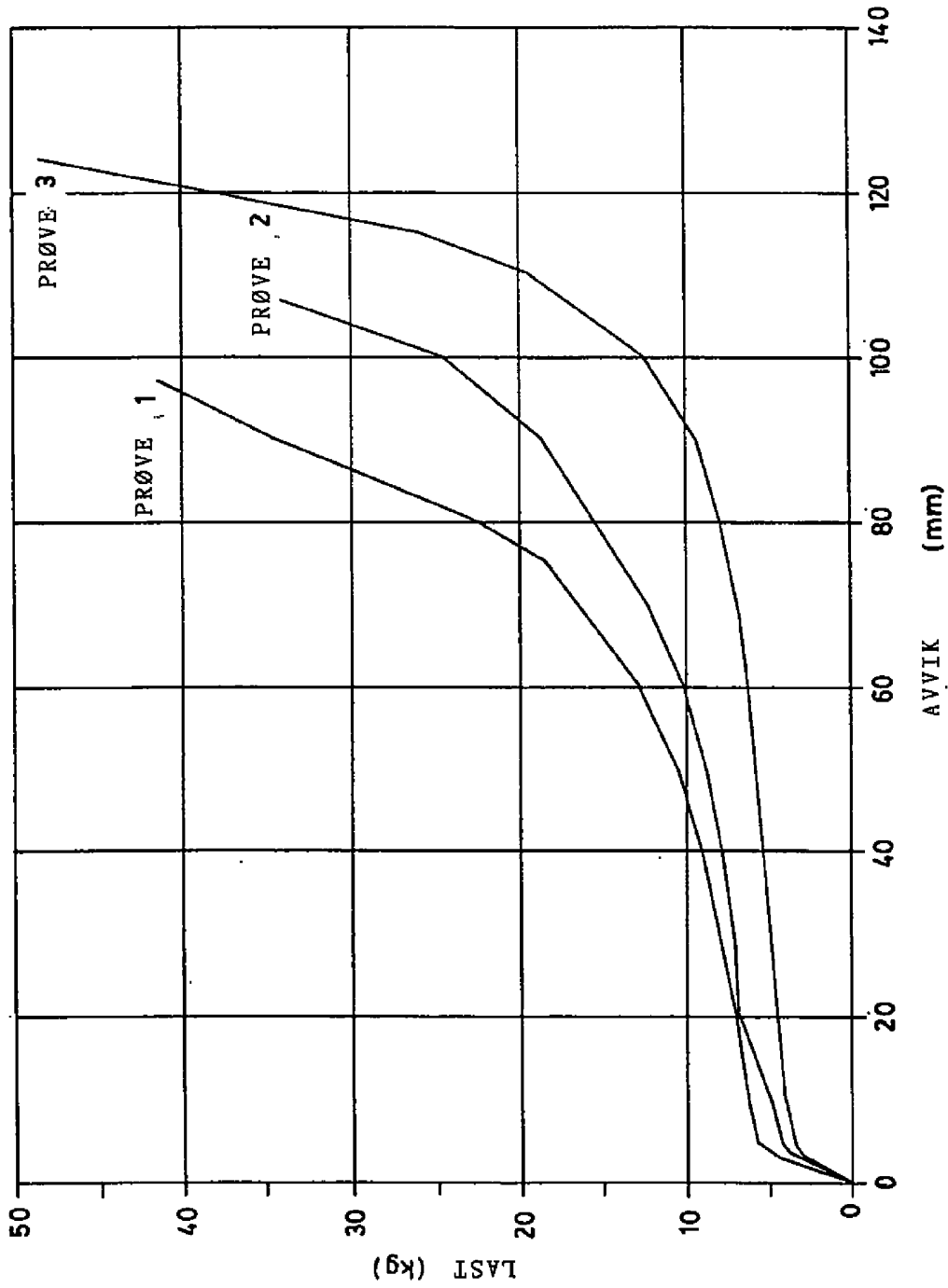


FIG. 10

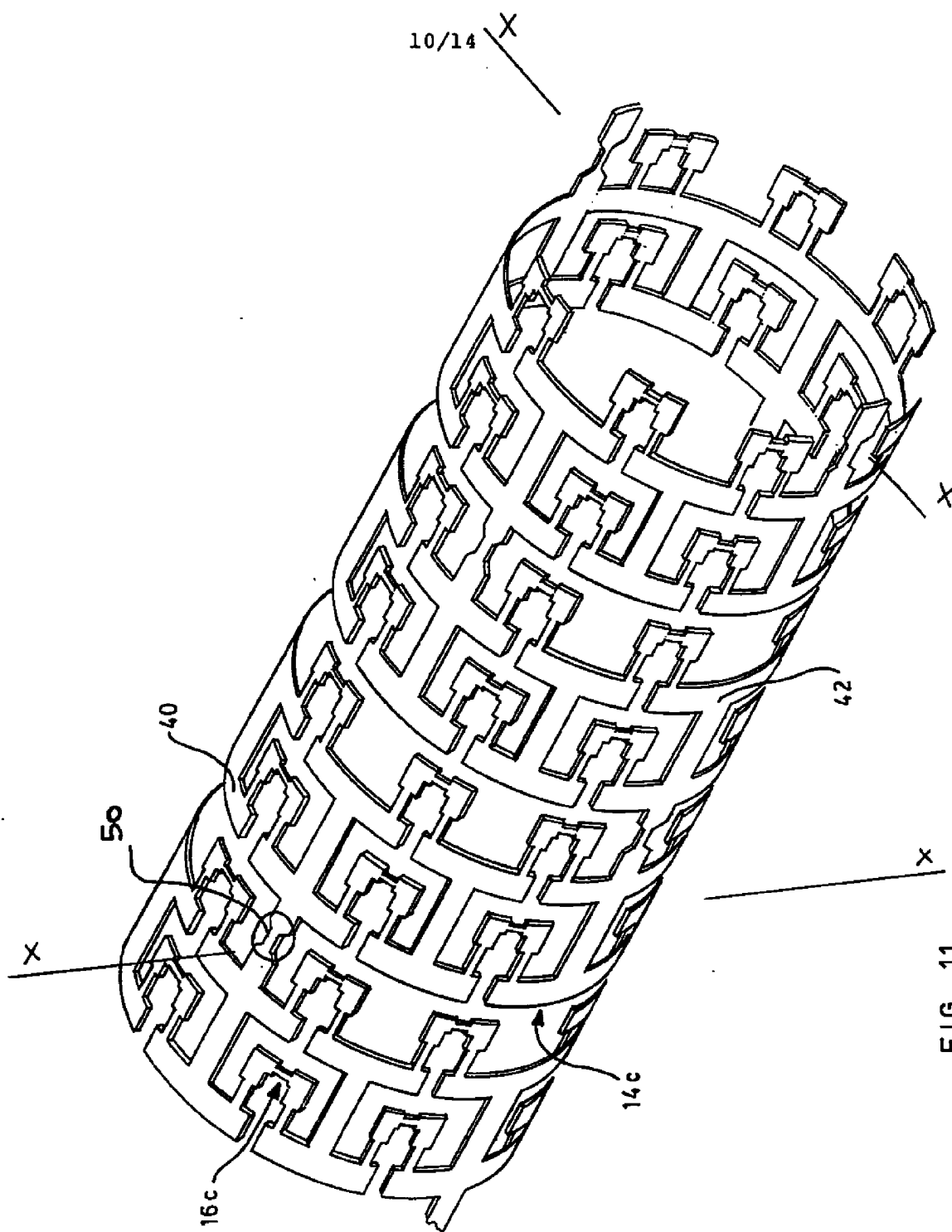


FIG. 11

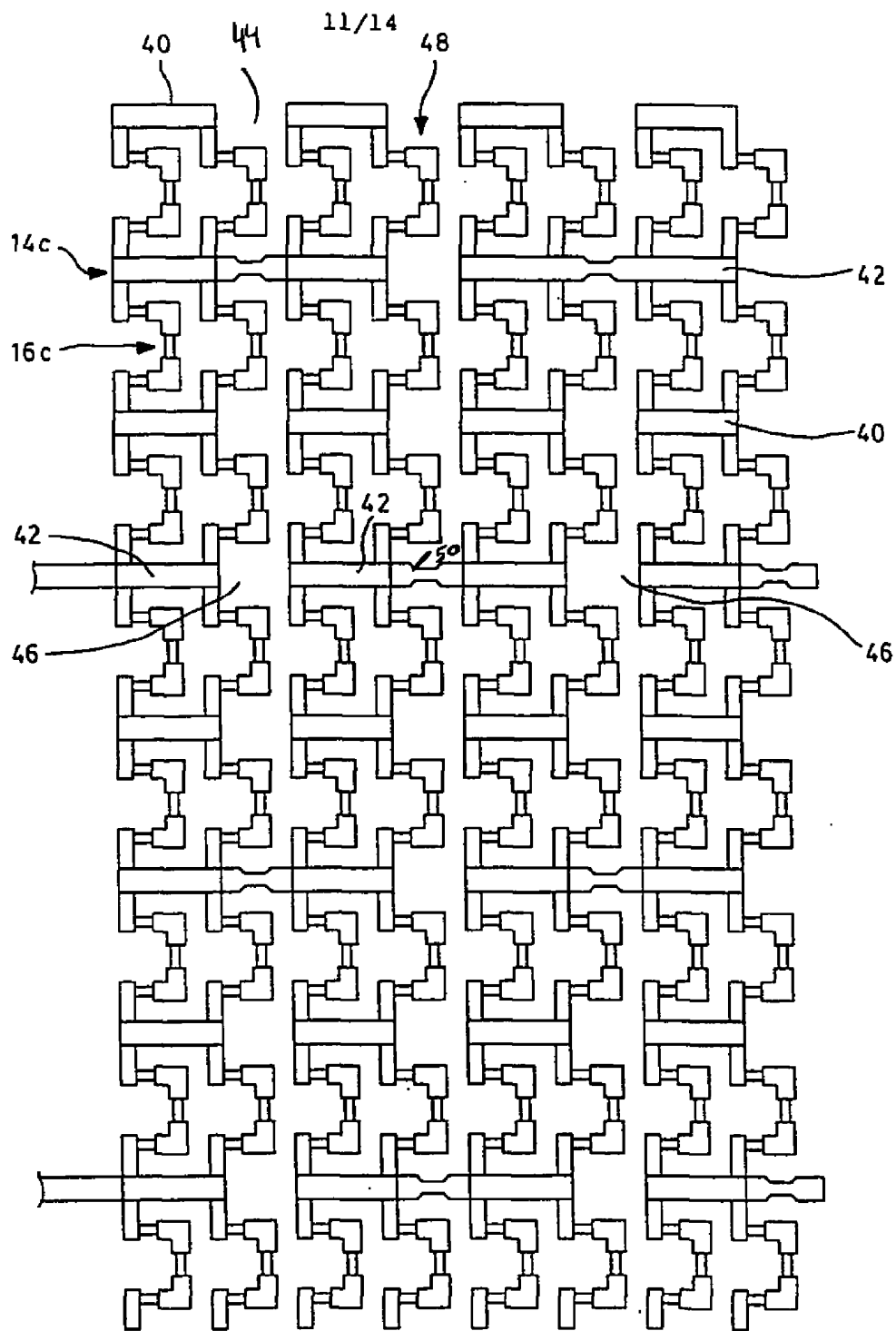


FIG. 12

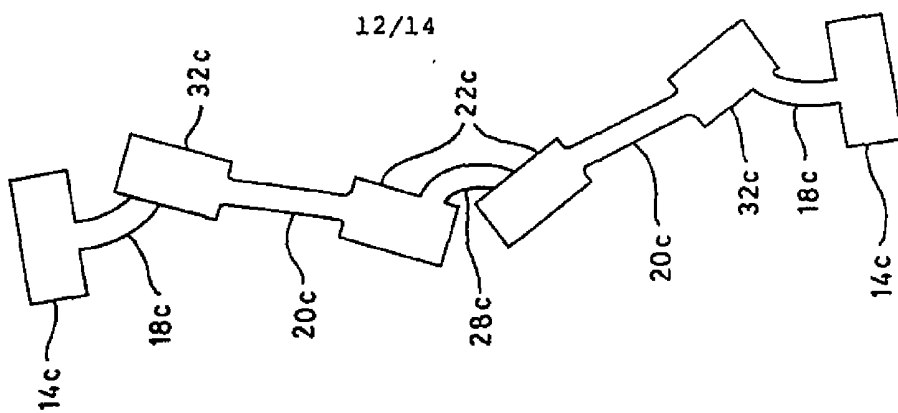


FIG. 14

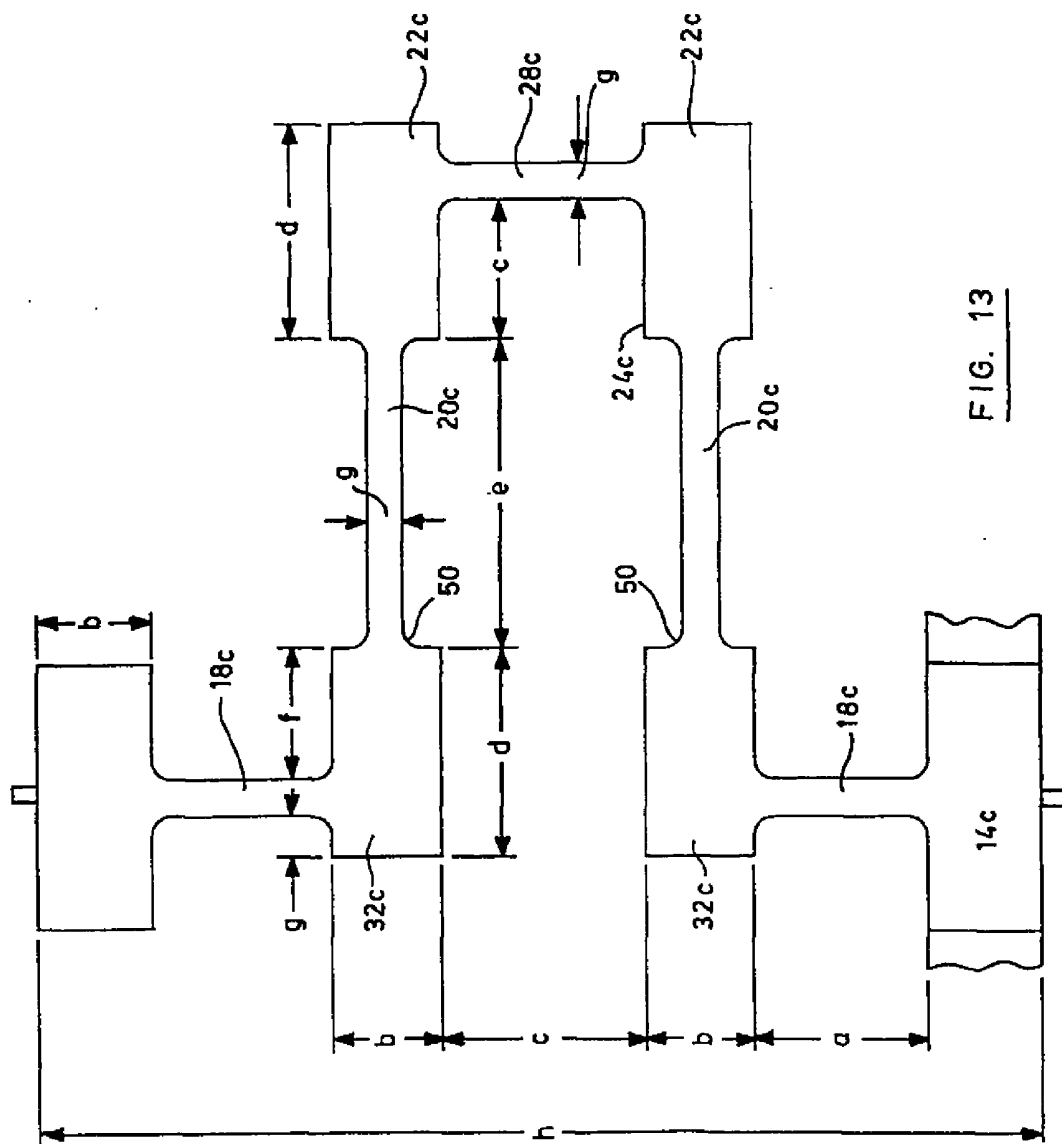


FIG. 13

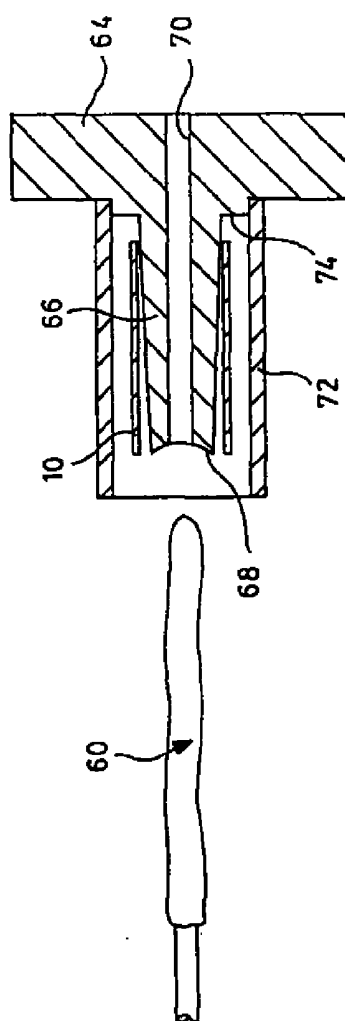


FIG. 15

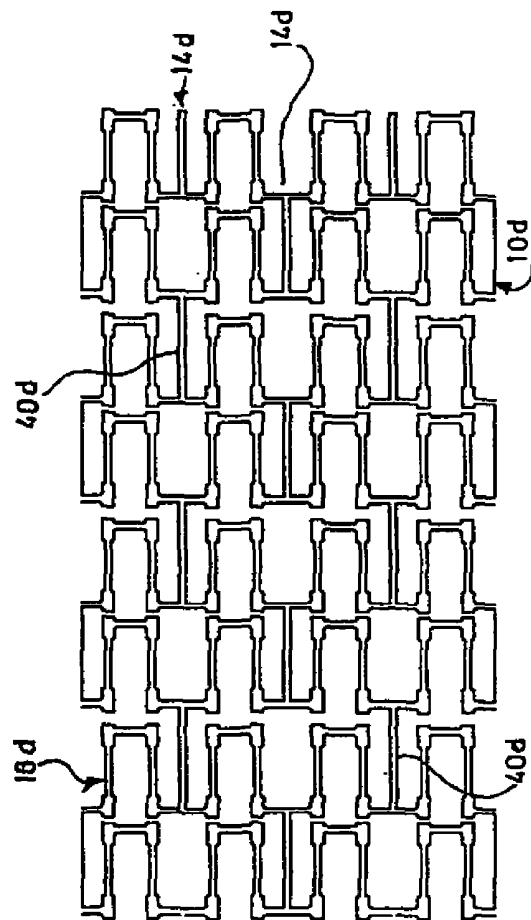


FIG. 16