

(19)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets

(11)

Veröffentlichungsnummer:

0 198 951
A2

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(21)

Anmeldenummer: 85112695.3

(51)

Int. Cl.⁴: A 61 F 5/14

(22)

Anmeldetag: 07.10.85

(30)

Priorität: 28.03.85 DE 8509263 U

(43)

Veröffentlichungstag der Anmeldung:
29.10.86 Patentblatt 86/44

(84)

Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH DE FR GB IT LI NL SE

(71)

Anmelder: Globus Fussstützenfabrik Karl Kremendahl
Höhenweg 89
D-5630 Remscheid 1(DE)

(72)

Erfinder: Kremendahl, Jürgen
Reinwardtstrasse 11
D-5630 Remscheid 11(DE)

(74)

Vertreter: Patentanwälte Dr. Solf & Zapf
Schlossbleiche 20 Postfach 13 01 13
D-5600 Wuppertal 1(DE)

(54)

Orthopädisches Stützteil, insbesondere orthopädische Schuheinlage, sowie Verfahren zu seiner Herstellung.

(57)

Die Erfindung betrifft ein orthopädisches Stützteil aus Kunststoff, das aus Polyethylenterephthalat besteht und vorzugsweise Zonen unterschiedlicher Steifigkeit aufweist. Die Erfindung betrifft ferner ein Verfahren zur Herstellung eines orthopädischen Stützteils durch Spritzgießen von Polyethylenterephthalat, wobei zur Erzeugung von Zonen unterschiedlicher Festigkeitseigenschaften unterschiedliche Temperaturen im Werkzeug bereichsweise eingestellt werden.

EP 0 198 951 A2

07.10.1985
4270/I/R

Globus Fußstützenfabrik Karl Kremendahl,
Höhenweg 89, 5630 Remscheid 1

Orthopädisches Stützteil, insbesondere orthopädische
Schuheinlage, sowie Verfahren zu seiner Herstellung

Die Erfindung betrifft ein orthopädisches Stützteil, insbesondere eine orthopädische Stützeinlage aus Kunststoff. Die Erfindung betrifft außerdem ein Verfahren zur Herstellung des orthopädischen Stützteils.

5

In der Orthopädie werden Stützteile benötigt, die zonal unterschiedliche Eigenschaften aufweisen müssen. Beispielsweise wird von einer orthopädischen Schuheinlage mit einem Stützbereich für den Mittelfuß und einem Fersenbereich verlangt, daß der Fersenbereich elastisch
10 flexibel und der Stützbereich relativ steif, aber auch noch elastisch und außerdem zur Anpassung an individuelle Fußformen nachverformbar ist. Diesen Anforderungen müssen auch andere orthopädische Stützteile genügen, wie z.B.
15 Cervical-Orthesen, Peroneus-Schienen usw.

- Es sind bereits orthopädische Stützteile, insbesondere orthopädische Schuheinlagen aus thermoplastischem Kunststoff bekannt, die nachverformbar sind. Insbesondere im Falle der orthopädischen Schuheinlagen mit Fersenbereich muß aber zur Gewährleistung einer ausreichenden Stützsteifigkeit eine Materialdicke gewählt werden, die ein unangenehmes, sogenanntes Auftragen im Schuh verursacht und das Tragen unbequem macht. Die Produkte werden bedingt durch die erforderliche Materialmenge bzw. -dicke schwer und starr sowie gegebenenfalls auch teuer. Zonen unterschiedlicher, den Anforderungen genügender Eigenschaften, sind fast nicht realisierbar. Man hat zwar schon Zonen z.B. im Fersenbereich einer orthopädischen Schuheinlage dünner geschliffen, um unterschiedliche Eigenschaften zu bewirken. Die dünnen Zonen brechen aber zu leicht, insbesondere im Übergangsbereich zum Mittelfußbereich, auf dem das Personengewicht lastet.
- Aus der DE-OS 33 04 537 ist eine orthopädische Schuheinlage bekannt, die aus einem thermoplastischen Kunststoff besteht, der bei normaler Gebrauchstemperatur seine gegebene, anatomisch gestaltete Form elastisch federnd beibehält und bei erhöhter Temperatur plastisch verformbar ist und diese aufgezwungene Form nach dem Erkalten beibehält. Der Kunststoff ist ein Gießharz, insbesondere ein glasfaserverstärktes Acryl-Gießharz, wobei als Verstärkung mehrere Lagen eines Schlauchtrikotsgewebes dienen. Verwendet werden etwa zwischen 10 und 14 Schlauchtrikotgewebelagen. Bei der Herstellung dieser bekannten Schuheinlage werden die verschiedenen Zwischenlagen von

Glasgewebematerial stufenförmig aufgelegt, wobei die Fersenauftrittsfläche sehr dünn mit nur wenigen Lagen belegt sein kann. Dadurch wird erreicht, daß die Fersenauftrittsfläche weniger steif ist als die anderen Teile der Schuheinlage. Das Verfahren zur Herstellung der bekannten Schuheinlage ist außerordentlich aufwendig. Unterschiedliche Steifigkeiten werden durch unterschiedliche Dicken des Kunststoffmaterials und durch die Anzahl der Gewebeeinlagen bewirkt. Außerdem kann nur ein Rohling hergestellt werden, der anschließend durch Schleifen oder Fräsen bearbeitet werden muß.

Aufgabe der Erfindung ist, einstückige orthopädische Stützteile, insbesondere einstückige orthopädische Schuheinlagen aus Kunststoff zu schaffen, die gut und wiederholbar nachverformbar sind, sehr dünn ausgeführt sein können und dennoch die erforderliche Stützkraft ohne Bruchgefahr zur Verfügung stellen und preisgünstig und auf einfache Weise mit Zonen unterschiedlicher Eigenschaften herstellbar sind.

Diese Aufgabe wird durch die Merkmale des Hauptanspruchs und des Anspruchs 19 gelöst. Vorteilhafte Ausführungsformen der Erfindung werden in den zu diesen Ansprüchen formulierten Unteransprüchen gekennzeichnet.

Nach der Erfindung besteht das orthopädische Stützteil, insbesondere die orthopädische Schuheinlage, aus einem

thermoplastischen linearen Polyester (Polyalkylenterephthalat), und zwar aus Polyethylenterephthalat, im folgenden mit der international bekannten Abkürzung PETP genannt.

5

Es ist zwar schon eine Schuheinlage aus glasfaserverstärkten PETP bekannt, die aber keinen Fersenbereich aufweist. Die Stützeinlage ist außerordentlich steif und hat sich aus diesem Grunde nicht durchsetzen können.

10

Außerdem war es nicht gelungen, eine Schuheinlage mit einem einstückig daran angeordneten Fersenbereich mit diesem Kunststoff auszubilden. Insofern konnte keineswegs erwartet werden, daß dieser Kunststoff sich dennoch eignet, eine Schuheinlage mit einstückig angeformtem

15

Fersenbereich zu schaffen.

20

Durch die Auswahl dieses Kunststoffs ist es gelungen, orthopädische Stützteile, insbesondere orthopädische Schuheinlagen zu schaffen, die bezüglich ihrer Eigenschaften optimiert werden können. Es ist mit diesem Kunststoff möglich, Zonen unterschiedlicher Dicke und unabhängig von der Dicke unterschiedlicher Elastizität und Steifigkeit bzw. Stützfestigkeit zu schaffen und dabei Abmessungen zu wählen, bei denen sich bei anderen

25

Kunststoffen nicht derartige Eigenschaften einstellen.

30

Bei der erfindungsgemäßen orthopädischen Schuheinlage ist der Fersenbereich im Material dünner als der Stützbereich und elastisch biegsam, während der Stützbereich so stützsteif ist, daß er bei Belastung durch das vom Fuß übertragene Körpergewicht und bei den im Schuh auftretenden Temperaturen formstabil bleibt. Die Dicke im

Fersenbereich beträgt z.B. 0,8 bis 1,1 mm, während die Dicke im Stützbereich 3,2 bis 3,6 mm beträgt. Dabei ergeben sich die unterschiedlichen Eigenschaften (Elastizität - Steifigkeit) dieser Bereiche im wesentlichen nicht durch die unterschiedliche Dicke, sondern vielmehr durch unterschiedliche Materialstrukturen, die weiter unten noch erläutert werden.

Die Polyalkylenterephthalate zählen zu den Konstruktionskunststoffen und werden in der Regel dort eingesetzt, wo gute Maßhaltigkeit und hohe Zeitstandfestigkeit gefordert werden, besonders aber wird das gute Gleit- und Verschleißverhalten hervorgehoben. Bekannt sind die folgenden Eigenschaften des PETP. Es kann wegen geringer Kristallisationsgeschwindigkeit je nach Verarbeitungsbedingungen und Werkstofftyp im amorph-transparenten oder teilkristallinen Zustand (30% bis 40% Kristallinität) vorliegen. Bei Werkzeugtemperaturen bis maximal 40° C tritt amorphe Struktur, bei höheren Werkzeugtemperaturen teilkristallines Gefüge auf. Der Kristallisationsgrad kann durch Nukleierungsmittel erhöht werden. Auf dem Markt gibt es PETP mit Füll- und Verstärkungsstoffen, wie z.B. mit Glasfasern, Glaskugeln, Mineralien, Talkum. PETP ist im amorphen Zustand transparent, im teilkristallinen Zustand opak weiß. PETP teilkristallin hat hohe Härte, Steifigkeit und Festigkeit bei guter Zähigkeit auch bis -40° C. Es weist ein gutes Zeitstandverhalten und geringen Abrieb bei günstigen Gleiteigenschaften auf. PETP wird zur Erhöhung von Festigkeit, E-Modul und Zeitstandfestigkeit mit bis 30% Glasfasern versehen. PETP teilkristallin ist sehr gut wärmebeständig, einsetzbar von -40° C bis 100° C. Im amorphen

Zustand ist die Formbeständigkeit in der Wärme geringer. Der Kristallitschmelzbereich von PETP liegt zwischen 255° C bis 258° C. PETP wird als Granulat auf dem Markt angeboten. Es kann im Spritzgußverfahren verarbeitet werden. Empfohlen werden Masstemperaturen von 260° C bis 290° C und Spritzdrücke von 1000 bis 1700 bar. Bei einer Glasfaserverstärkung können günstigere Bedingungen eingestellt werden. Die Werkzeugtemperaturen sollen von 30° C bis 140° C betragen, wobei amorphe Typen bei niedrigeren und teilkristalline Typen bei höheren Werkzeugtemperaturen verarbeitet werden sollen.

Einige dieser bekannten Eigenschaften stehen der Verwendung für den erfindungsgemäßen Zweck nicht entgegen. Die hohen Spritzdrücke beim Spritzgießen aber und insbesondere die Gefahr der Lunkerbildung, wie auch die Forderung nach großen Angußquerschnitten legen die Verwendung nicht nahe. Insbesondere bei der relativ dünnen orthopädischen Schuheinlage können keine großen Angußquerschnitte gewährleistet werden. Außerdem war nicht bekannt, daß an einem einstückigen Stützteil Zonen extrem unterschiedlicher Eigenschaften (Elastizität - Steifigkeit) erzielt werden können.

Die erfindungsgemäßen orthopädischen Stützteile werden im Spritzgußverfahren hergestellt. Verwendet wird vorzugsweise ein mit Glasfasern verstärktes PETP, das durch eine Mischung aus einem handelsüblichen glasfaserenthaltenden Granulat mit einem handelsüblichen glasfaserfreien Granulat erzeugt wird. Günstig ist, wenn die Granulate Körnungen im Bereich von 1 bis 5 mm, vorzugsweise von 2 bis 3 mm aufweisen. Der Glasfaseranteil des einen Granulats beträgt 10 bis 20 Gew.%, vorzugsweise etwa

15 Gew.-%, wobei die regellos angeordneten Glasfasern eine Kurzlänge von 200 bis 500 μm und eine Dicke von 1 bis 2 μm aufweisen sollen. Es wird bevorzugt eine Mischung von 2 : 1 bis 3 : 1 glasfaserverstärktes zu
5 ungefülltem PETP Granulat verwendet. Aus dem Granulatgemisch wird in einer Spritzgießmaschine bei 300°C bis 360°C eine homogene Schmelze erzeugt, die mit über 1800, insbesondere etwa 1800 bis 2200 bar in die Spritzgußteilmform gepreßt wird. Die erfindungsgemäß gewählten Temperaturen und Drücke liegen somit höher als normal.
10

Wesentlich ist, daß im Werkzeug, das als Hohlraum die Raumform des Stützteils aufweist, in die die heiße Kunststoffschmelze eingepreßt wird, zonal unterschiedliche
15 Temperaturen vorherrschen, so daß in den kälteren Zonen der Kunststoff amorph und in den wärmeren Zonen in Abhängigkeit von der Temperatur mehr oder weniger kristallin erhärtet. Man kann daher mit den folgenden Parametern zonal alle gewünschten Eigenschaften des Stützteils
20 realisieren:

Mischungsverhältnis der Granulate,
Schmelztemperatur,
Preßdruck,
25 Temperatur im Spritzgußwerkzeug.

Im Falle der orthopädischen Schuheinlage hat sich gezeigt, daß es am günstigsten ist, wenn die Kunststoffschmelze in die Spritzgußform durch eine Öffnung von der Mittelfußköpfchen-Seite eingedrückt wird. Die Kunststoffmasse,
30 die in einen Hohlraum relativ großen Querschnitts eintritt, fließt sehr schnell bis in die verengte Zone des Fersenbereichs ein. Unterschiedlich eingestellte Tempe-

raturen im Fersen- und Mittelfußbereich der Spritzgußform ergeben materialmäßig unterschiedliche Eigenschaften. Dabei wird dafür gesorgt, daß das Material im Fersenbereich amorph und im Mittelfußbereich mehr oder weniger kristallin erstarrt, so daß sich die gewünschten elastischen Eigenschaften im Fersenbereich und die gewünschte Steifigkeit im Mittelfußbereich einstellen. Wenn glasfaserverstärktes Kunststoffmaterial verwendet wird, wird dafür gesorgt, daß nach Art eines Filters eine beachtliche Menge an Füllmaterial, nämlich an Glasfasern, nicht in den Fersenbereich eindringt, so daß in dieser Zone ein Kunststoff geringeren Glasfaseranteils vorliegt. In der anderen Zone ist dagegen ein entsprechend höherer Glasfaseranteil vorhanden, als die Ausgangsschmelze aufwies. Aus diesen Unterschieden in der Zusammensetzung resultieren optimale Eigenschaften des Kunststoffs in den entsprechenden Bereichen.

Die "Glasfaserfiltration" resultiert nicht aus der Verengung des Fersenbereichs in der Spritzgußform. Nach dem erfindungsgemäßen Verfahren wird sie durch die unterschiedlichen Temperaturen gesteuert. Beispielsweise werden im Spritzgußwerkzeug während des Spritzgießens im Fersenbereich Temperaturen von 40° C bis 80° C und im Mittelfußbereich von 80° C bis 110° C eingestellt.

Mit der Erfindung gelingt es, aus unverstärktem PETP, ebenso wie aus verstärktem PETP, durch die Wahl bestimmter Schmelztemperaturen und Spritzdrücke sowie durch die Wahl bestimmter zonal unterschiedlicher Erstarrungstemperaturen in der Spritzgußform die Eigenschaften

des Kunststoffes bei einem einstückigen Stützteil zur Verfügung zu stellen, die dort erforderlich sind. Die Eigenschaften reichen von federelastischen Eigenschaften, z.B. im dünnen Fersenbereich einer Schuheinlage, bis zur formstabilen Steifigkeit im Mittelfußbereich, die z.B. durch die Dicke des Materials und/oder durch die Erstarrungskonstitution des Kunststoffes und/oder durch den Füllungsgrad mit Glasfasern und/oder durch die Kristallinität des Kunststoffes bewirkt werden.

Anhand der Zeichnung wird die Erfindung im folgenden näher erläutert. Dabei wird als Beispiel eine orthopädische Schuheinlage beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 eine Draufsicht auf die Schuheinlage,

Fig. 2 eine Seitenansicht der Schuheinlage.

Die dargestellte einstückige Schuheinlage 1 ist für das Einlegen in den linken Schuh ausgebildet. Sie weist einen gewölbten Stützbereich 2 für den Mittelfuß und einen sich einstückig anschließenden Fersenbereich 5 auf.

Der Stützbereich 2 soll mit seinem Außenbereich 3 das Außenlängsgewölbe und mit seinem Innenbereich 4 das Innenlängsgewölbe eines Fußes stützen. Der Stützbereich 2 endet vorne hinter den Mittelfußköpfchen des Fußes, so daß die Einlage nicht den gesamten Fuß, sondern nur den Mittelfuß und die Ferse unterlegt.

Nach der Erfindung ist der Fersenbereich 5 materialmäßig dünner als der Stützbereich 2. Nach einer besonderen Ausführungsform der Erfindung ist der Kunststoff im Fersenbereich amorph. Eine weitere Ausführungsform sieht vor, daß ein z.B. 2 bis 8 mm breiter Rand 6 im Außenkantenbereich des Stützteils 2 angeordnet ist, der ebenfalls aus amorphem PETP besteht, während der Kernbereich 7 mehr oder weniger kristallin ist. Diese Unterschiede sind deutlich erkennbar, da der Kernbereich 7 opak und der Kernbereich 6, wie auch der Fersenbereich 5, glasig durchsichtig sind. Eine weitere Ausführungsform der Erfindung sieht vor, daß der kristalline Kernbereich 7 von amorphem Kunststoff allseitig ummantelt ist, so daß die Oberfläche der Schuheinlage insgesamt aus amorphem Kunststoff besteht. Die Dicke der Ummantelung beträgt z.B. 0,5 bis 2 mm. Diese Ausbildung ist einteilig und wird erfindungsgemäß durch die Temperaturführung im Werkzeug erzeugt. Z.B. wird die Temperatur im Werkzeug während des Erstarrens des Kunststoffs verändert.

Vorteilhaft ist, wenn der Stützbereich 2, insbesondere der Kernbereich 7, glasfaserverstärkt, während der Fersenbereich 5 glasfaserfrei oder glasfaserärmer ist. Beispielsweise weist der Fersenbereich einen Glasfaseranteil auf, der bis zu 20 Gew.% geringer ist.

Eine nachträgliche Verformung unter Anpassung an eine individuelle Fußform erfolgt im Stützbereich, wobei der Fersenbereich in der Regel unverändert bleibt. Zur Nachverformung wird der Stützbereich insgesamt oder zonal erwärmt und z.B. von Hand verformt. Nach dem Ver-

formen und Erkalten behält der Stützbereich 2 die neue Raumform bei. Dabei kann die Steifigkeit unverändert bleiben. Sie kann aber auch durch die gewählte Nachverformtemperatur erhöht werden, indem bei relativ hohen Temperaturen nachverformt wird, so daß die Kristallinität und dadurch bedingt die Steifigkeit erhöht wird. Besonders günstig ist, daß PETP, insbesondere aber auch glasfaserverstärktes PETP, beliebig oft nachverformbar ist, ohne daß die geforderten Eigenschaften darunter leiden.

Die Erfindung gestattet auch, eine Pelotte 8 im Mittelfußgewölbebereich einzuformen.

Das erfindungsgemäße orthopädische Stützteil, insbesondere die erfindungsgemäße Schuheinlage, können in einem Arbeitsgang im Spritzgußverfahren hergestellt werden. Aufgrund der vorteilhaften Auswahl der Werkstoffe ist trotz der einstückigen Ausbildung eine Kombination von Steifigkeit und Elastizität in weiten Bereichen gewährleistet. Zur nachträglichen Anpassung des Stützteils an das zu stützende Körperteil ist es möglich durch Erwärmung die Form und ggf. auch die Steifigkeit zu verändern, ohne die Eigenschaften zu verlieren. Man kann somit typisierte Teile herstellen, weil im Nachhinein jede Verformung möglich ist. Dies erleichtert die Herstellung und Lagerhaltung ganz beachtlich.

PETP ist auch als gefärbter Kunststoff im Handel. Es können daher Stützteile verschiedenster Farben erzeugt werden.

07.10.1985
4270/I/An

A n s p r ü c h e

1. Orthopädisches Stützteil aus Kunststoff, d a -
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß es
aus Polyethylenterephthalat besteht und
5 Zonen unterschiedlicher Steifigkeit aufweist.
2. Orthopädisches Stützteil nach Anspruch 1, d a -
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß
mindestens eine Zone elastisch und mindestens eine
andere Zone biegesteif ausgeführt ist.
- 10 3. Orthopädisches Stützteil nach Anspruch 1 und/oder 2,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß
mindestens eine Zone glasfaserverstärkt ist.
- 15 4. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehreren
der Ansprüche 1 bis 3, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß Zonen unterschiedlicher Dicke
vorhanden sind, wobei mindestens eine dünne Zone
elastisch und mindestens eine dickere Zone steif aus-
20 gebildet ist.
5. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehreren
der Ansprüche 1 bis 4, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß mindestens eine Zone kristallin

und mindestens eine andere Zone amorph ausgebildet ist.

- 5 6. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 5, d a d u r c h g e k e n n - z e i c h n e t, daß mindestens eine Zone einen feinteiligen Füll- und/oder Verstärkungsstoff aufweist.
- 10 7. Orthopädisches Stützteil nach Anspruch 6, d a - d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß mindestens eine Zone eine Glasfaserverstärkung aufweist.
- 15 8. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 7, d a d u r c h g e k e n n - z e i c h n e t, daß das Stützteil eine orthopädische Schuheinlage (1) ist.
- 20 9. Orthopädisches Stützteil nach Anspruch 8, d a - d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß die Schuheinlage (1) aus dem gewölbten Stützbereich (2) für den Mittelfuß und dem sich einstückig anschließenden Fersenbereich (5) besteht.
- 25 10. Orthopädisches Stützteil nach Anspruch 8 und/oder 9, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, daß der Fersenbereich (5) elastisch und dünner ausgeführt ist, während der Stützbereich (2) dicker und steifer ist.
- 30 11. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehreren der Ansprüche 8 bis 10, d a d u r c h g e k e n n - z e i c h n e t, daß der Kunststoff im Fersenbe-

reich (5) amorph ist.

- 5 12. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehreren der Ansprüche 8 bis 11, d a d u r c h g e k e n n - z e i c h n e t , daß der Stützbereich (2) von einem Rand (6) umgeben ist, der aus amorphem Kunststoff besteht, wobei der vom Rand (6) umgebene Kernbereich (7) mehr oder weniger kristallin ist.
- 10 13. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehreren der Ansprüche 8 bis 12, d a d u r c h g e k e n n - z e i c h n e t , daß der kristalline Kernbereich (7) von amorphem Kunststoff ummantelt ist.
- 15 14. Orthopädisches Stützteil nach Anspruch 13, d a - d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß die Ummantelung 0,5 bis 2 mm beträgt.
- 20 15. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 14, d a d u r c h g e k e n n - z e i c h n e t , daß auch der Fersenbereich (5) mindestens einen Füll- und/oder Verstärkungsstoff enthält.
- 25 16. Orthopädisches Stützteil nach Anspruch 15, d a - d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß der Fersenbereich (5) eine Glasfaserverstärkung aufweist.
- 30 17. Orthopädisches Stützteil nach Anspruch 16 und/oder 15, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß der Füll- und/oder Verstärkungsstoffanteil des Fersenbereichs deutlich geringer ist als im Stützbereich (2).

18. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 16, gekennzeichnet durch eine eingeformte Pelotte (8).
- 5 19. Verfahren, insbesondere zur Herstellung eines orthopädischen Stützteils nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 18 bzw. 8 bis 18, gekennzeichnet durch Spritzgießen von Polyethylenterephthalat, wobei zur Erzeugung von Zonen unterschiedlicher Festigkeits-
10 eigenschaften unterschiedliche Temperaturen im Werkzeug bereichsweise eingestellt werden.
20. Verfahren nach Anspruch 19, d a d u r c h g e -
k e n n z e i c h n e t , daß Füllstoff oder Verstär-
15 kungsstoff enthaltende, insbesondere glasfaserverstärktes Polyethylenterephthalat verwendet wird.
21. Verfahren nach Anspruch 19 und/oder 20, d a d u r c h
g e k e n n z e i c h n e t , daß ein Granulatgemisch
20 aus glasfaserfreiem Granulat und glasfaserenthaltendem Granulat verwendet wird.
22. Verfahren nach Anspruch 21, d a d u r c h g e -
k e n n z e i c h n e t , daß ein Granulat verwen-
25 det wird, das einen Glasfaseranteil von 10 bis 20 Gew.%, vorzugsweise von etwa 15 Gew.% aufweist, wobei die Glasfasern eine Kurzlänge von 200 bis 500 µm und eine Dicke von 1 bis 2 µm aufweisen sollen.
- 30 23. Verfahren nach Anspruch 21 und/oder 22, d a d u r c h
g e k e n n z e i c h n e t , daß die Granulate im Mengenverhältnis von 1 : 2 bis 1 : 3 verwendet werden, wobei das glasfaserverstärkte Granulat den

größeren Anteil ausmacht.

24. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche
19 bis 23, d a d u r c h g e k e n n z e i c h -
5 n e t , daß in einer Spritzgießmaschine eine
Schmelze im Temperaturbereich von 300° C bis 360°C
hergestellt wird.
25. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche
10 19 bis 24, d a d u r c h g e k e n n z e i c h -
n e t , daß die Schmelze mit über 1800, insbesondere
1800 bis 2200 bar, in die Spritzguß-
teilform gepreßt wird.
- 15 26. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche
19 bis 25, insbesondere zur Herstellung eines
orthopädischen Stützteils nach einem oder mehreren
der Ansprüche 8 bis 18, d a d u r c h g e k e n n -
z e i c h n e t , daß die Schmelze durch eine Öffnung
20 von der Mittelfußköpfchen-Seite eingedrückt wird.
27. Verfahren nach Anspruch 26, d a d u r c h g e -
k e n n z e i c h n e t , daß die Temperaturen in
der Spritzgußteilform so eingestellt werden, daß der
25 Kunststoff im Fersenbereich amorph und mindestens
teilweise im Mittelfußbereich, bzw. Stützbereich,
mehr oder weniger kristallin erstarrt.
28. Verfahren nach Anspruch 26 und/oder 27, d a d u r c h
30 g e k e n n z e i c h n e t , daß die Temperaturen
so eingestellt werden, daß in den Fersenbereich eine
Kunststoffschmelze fließt, die weniger Füllstoff-

anteil, insbesondere Glasfaseranteil, aufweist.

29. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche
26 bis 28, d a d u r c h g e k e n n z e i c h -
5 n e t , daß die Temperaturen im Werkzeug so ein-
gestellt werden, daß der kristalline Kernbereich
des Mittelfußbereichs von amorphem Kunststoff all-
seitig ummantelt ist.
- 10 30. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche
26 bis 29, d a d u r c h g e k e n n z e i c h -
n e t , daß im Spritzgußwerkzeug während des Spritz-
gießens im Fersenbereich Temperaturen von 40° C bis
80° C und im Mittelfußbereich von 80° C bis 110° C
15 eingestellt werden.
31. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche
26 bis 29, d a d u r c h g e k e n n z e i c h -
n e t , daß beim Spritzgießen eine einheitliche
20 Temperatur eingestellt wird und zur Erzeugung von
Zonen unterschiedlicher Eigenschaften bzw. Steifig-
keit, bestimmte Zonen mit bestimmten Temperaturen
wieder erwärmt und vorzugsweise auch nachverformt
werden, wonach die erwärmten Bereiche zur Erzielung
25 der gewünschten Steifigkeit wieder abgekühlt werden.

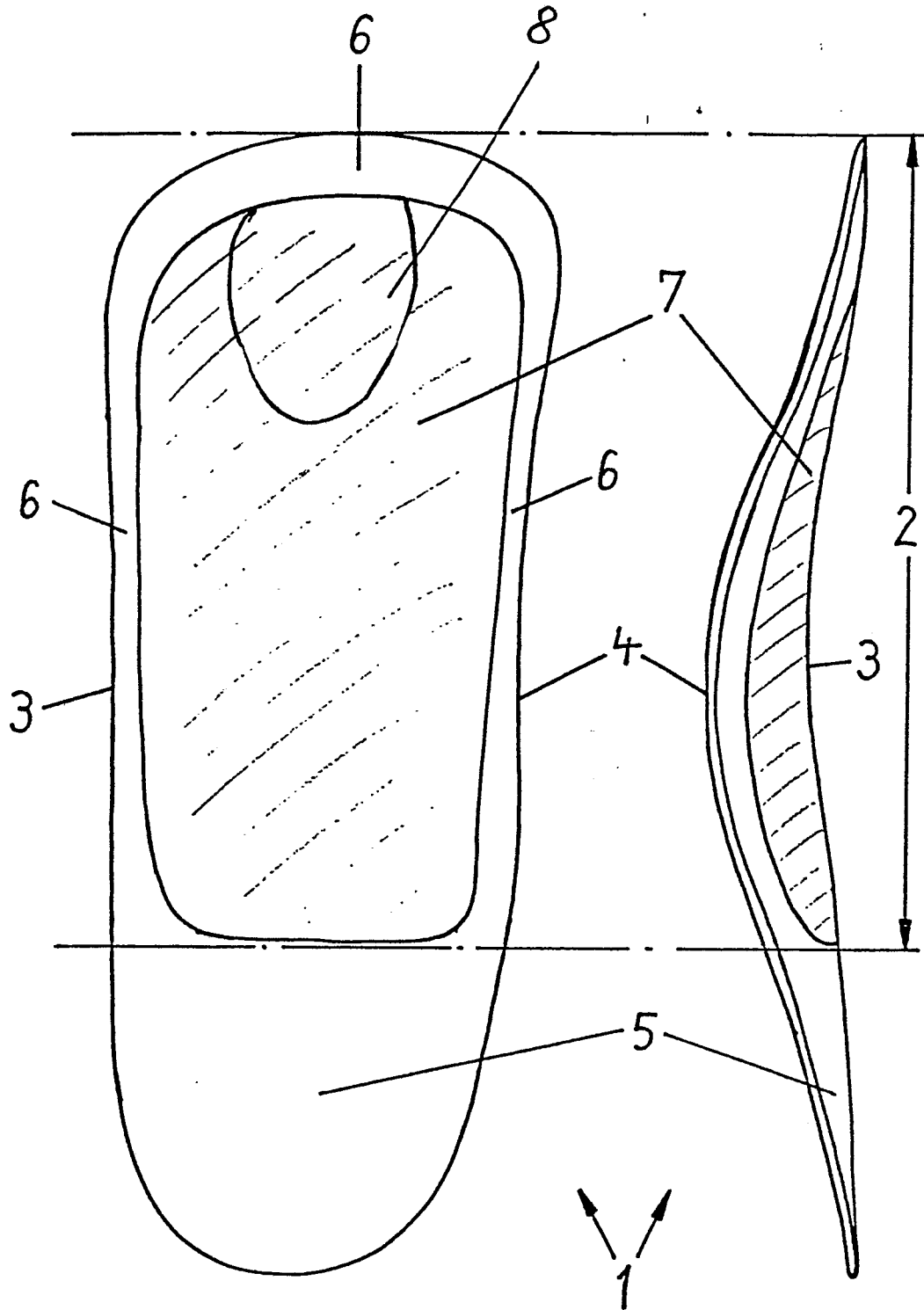


Fig. 1

Fig. 2