



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11)

EP 0 198 951 B9

(12)

KORRIGIERTE EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

Hinweis: Bibliographie entspricht dem neuesten Stand

(15) Korrekturinformation:

Korrigierte Fassung Nr. 1 (W1 B1)
Korrekturen, siehe Seite(n) 4

(51) Int Cl.7: **A61F 5/14**

(48) Corrigendum ausgegeben am:

28.05.2003 Patentblatt 2003/22

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des

Hinweises auf die Patenterteilung:

23.11.1988 Patentblatt 1988/47

(21) Anmeldenummer: **85112695.3**

(22) Anmeldetag: **07.10.1985**

(54) **Orthopädisches Stützteil, insbesondere orthopädische Schuheinlage, sowie Verfahren zu seiner Herstellung**

Orthopaedic support, especially an orthopaedic shoe insertion, and process for its production

Dispositif orthopédique de support, notamment insertion orthopédique pour chaussures et son procédé de fabrication

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT BE CH DE FR GB IT LI NL SE

(30) Priorität: **28.03.1985 DE 8509263 U**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:

29.10.1986 Patentblatt 1986/44

(73) Patentinhaber: **Globus Fussstützenfabrik Karl**

Kremendahl

D-5630 Remscheid 1 (DE)

(72) Erfinder: **Kremendahl, Jürgen**

D-5630 Remscheid 11 (DE)

(74) Vertreter: **Bardehle, Heinz, Dipl.-Ing.**

Patent- und Rechtsanwälte

Bardehle . Pagenberg . Dost . Altenburg .

Geissler . Isenbruck

Postfach 86 06 20

81633 München (DE)

(56) Entgegenhaltungen:

CH-A- 192 694

CH-A- 193 462

CH-A- 241 203

CH-A- 256 494

DE-A- 2 016 000

US-A- 1 974 161

EP 0 198 951 B9

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist. (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

Beschreibung

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

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 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. Cervical-Orthesen, Perno-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 un bequem 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-A-3 304 537 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 Schlauchtrikotgewebes 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 Gewebelagen 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 Polyethylenterephthalat 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.

Das orthopädische Stützteil, insbesondere die orthopädische Schuheinlage, besteht aus einem thermoplastischen linearen Polyester (Polyalkylenterephthalat), und zwar aus Polyethylenterephthalat, im folgenden mit der international bekannten Abkürzung PETP genannt.

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

Durch die Erfindung ist es gelungen, orthopädische Stützteile, insbesondere orthopädische Schuheinlagen zu schaffen, die bezüglich ihrer Eigenschaften optimiert werden können. Es ist mit Polyethylenterephthalat 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 Kunststoffen nicht derartige Eigenschaften einstellen.

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 ein-

gesetzt, 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 Massetemperaturen 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 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 Spritzgußteilform gepreßt wird. Die erfindungsgemäß gewählten Temperaturen und Drücke liegen somit höher als normal.

Wesentlich ist, daß im Werkzeug, das als Hohlraum die Raumform des Stützteils aufweist, in die die heiße Kunststoffschmelze eingepreßt wird, zonal unterschiedliche 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 realisieren:

Mischungsverhältnis der Granulate,
Schmelztemperatur,
Preßdruck,
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, die in einen Hohlraum relativ großen Querschnitts eintritt, fließt sehr schnell bis in die verengte Zone des Fersenbereichs ein. Unterschiedlich eingestellte Temperaturen 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 Kunststoffs 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 Erstarrungskonstitution des Kunststoffs und/oder durch den Füllungsgrad mit Glasfasern und/oder durch die Kristallinität des Kunststoffs bewirkt werden.

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

Es zeigen:

Fig. 1 keine 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 Rand 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 Verformen 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.

Patentansprüche

1. Orthopädisches Stützteil aus Polyethylenterephthalat, **gekennzeichnet durch** Zonen unterschiedlicher Steifigkeit, die **durch** unterschiedliche Materialstruktur bedingt sind.
2. Orthopädisches Stützteil nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, daß** mindestens eine Zone elastisch und mindestens eine andere Zone biegesteif ausgeführt ist.
3. Orthopädisches Stützteil nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet, daß** mindestens eine Zone glasfaserverstärkt ist.
4. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, daß** Zonen unterschiedlicher Dicke vorhanden sind, wobei mindestens eine dünne Zone elastisch und mindestens eine dickere Zone steif ausgebildet ist.
5. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehre-

ren der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet, daß** mindestens eine Zone kristallin und mindestens eine andere Zone amorph ausgebildet ist.

6. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet, daß** mindestens eine Zone einen feinteiligen Füll- und/oder Verstärkungsstoff aufweist. 5
7. Orthopädisches Stützteil nach Anspruch 6, **dadurch gekennzeichnet, daß** mindestens eine Zone eine Glasfaserverstärkung aufweist. 10
8. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet, daß** das Stützteil eine orthopädische Schuheinlage (1) ist. 15
9. Orthopädisches Stützteil nach Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Schuheinlage (1) aus dem gewölbten Stützbereich (2) für den Mittelfuß und dem sich einstückig anschließenden Fersenbereich (5) besteht. 20
10. Orthopädisches Stützteil nach Anspruch 8 oder 9, **dadurch gekennzeichnet, daß** der Fersenbereich (5) elastisch und dünner ausgeführt ist, während der Stützbereich (2) dicker und steifer ist. 25
11. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehreren der Ansprüche 8 bis 10, **dadurch gekennzeichnet, daß** der Kunststoff im Fersenbereich (5) amorph ist. 30
12. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehreren der Ansprüche 8 bis 11, **dadurch gekennzeichnet, 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. 35
13. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehreren der Ansprüche 8 bis 12, **dadurch gekennzeichnet, daß** der kristalline Kernbereich (7) von amorphem Kunststoff ummantelt ist. 40
14. Orthopädisches Stützteil nach Anspruch 13, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Ummantelung 0,5 bis 2 mm beträgt. 45
15. Orthopädisches Stützteil nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 14, **dadurch gekennzeichnet, daß** auch der Fersenbereich (5) mindestens einen Füll- und/oder Verstärkungsstoff enthält. 50
16. Orthopädisches Stützteil nach Anspruch 15, **dadurch gekennzeichnet, daß** der Fersenbereich (5) 55

eine Glasfaserverstärkung aufweist.

17. Orthopädisches Stützteil nach Anspruch 16 oder 15, **dadurch gekennzeichnet, 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).
19. Verfahren 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 Festigkeitseigenschaften unterschiedliche Temperaturen im Werkzeug bereichsweise eingestellt werden.
20. Verfahren nach Anspruch 19, **dadurch gekennzeichnet, daß** Füllstoff oder Verstärkungsstoff enthaltende, insbesondere glasfaserverstärktes Polyethylenterephthalat verwendet wird.
21. Verfahren nach Anspruch 19 oder 20, **dadurch gekennzeichnet, daß** ein Granulatgemisch aus glasfaserfreiem Granulat und glasfaserenthaltendem Granulat verwendet wird.
22. Verfahren nach Anspruch 21, **dadurch gekennzeichnet, daß** ein Granulat verwendet 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.
23. Verfahren nach Anspruch 21 oder 22, **dadurch gekennzeichnet, 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, **dadurch gekennzeichnet, daß** in einer Spritzgießmaschine eine Schmelze im Temperaturbereich von 300° C bis 360° C hergestellt wird.
25. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 19 bis 24, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Schmelze mit über 1800, insbesondere 1800 bis 2200 bar, in die Spritzgußteilform gepreßt wird.
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, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Schmelze durch eine Öffnung

von der Mittelfußköpfchen-Seite eingedrückt wird.

27. Verfahren nach Anspruch 26, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Temperaturen in der Spritzgußteilform so eingestellt werden, daß der Kunststoff im Fersenbereich amorph und mindestens teilweise im Mittelfußbereich, bzw. Stützbe-
reich mehr oder weniger kristallin erstarrt.
28. Verfahren nach Anspruch 26 oder 27, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Temperaturen so eingestellt werden, daß in den Fersenbereich eine Kunststoffs-
schmelze fließt, die weniger Füllstoffanteil, insbesondere Glasfaseranteil, aufweist.
29. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 26 bis 28, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Temperaturen im Werkzeug so eingestellt werden, daß der kristalline Kernbereich des Mittelfußbereichs von amorphem Kunststoff allseitig ummantelt ist.
30. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 26 bis 29, **dadurch gekennzeichnet, daß** im Spritzgußwerkzeug während des Spritzgießens im Fersenbereich Temperaturen von 40°C bis 80°C und im Mittelfußbereich von 80°C bis 110°C eingestellt werden.
31. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 26 bis 29, **dadurch gekennzeichnet, daß** beim Spritzgießen eine einheitliche Temperatur eingestellt wird und zur Erzeugung von Zonen unterschiedlicher Eigenschaften bzw. Steifigkeit, bestimmte Zonen mit bestimmten Temperaturen wieder erwärmt und vorzugsweise auch nachverformt werden, wonach die erwärmten Bereiche zur Erzielung der gewünschten Steifigkeit wieder abgekühlt werden.

Claims

1. An orthopaedic support member of polyethylene terephthalate, **characterised by** zones of different stiffness which are determined by different material structure.
2. An orthopaedic support member according to claim 1, **characterised in that** at least one zone is flexible and at least one other zone is bending-resistant.
3. An orthopaedic support member according to claim 1 or 2, **characterised in that** at least one zone is glass-fibre reinforced.
4. An orthopaedic support member according to one or more of claims 1 to 3, **characterised in that**

zones of different thickness are present in which at least one thin zone is flexible and at least one thicker zone is stiff.

5. An orthopaedic support member according to one or more of claims 1 to 4, **characterised in that** at least one zone is crystalline and at least one other zone is amorphous.
6. An orthopaedic support member according to one or more of claims 1 to 5, **characterised in that** at least one zone has a fine-particle filling material and/or reinforcing material.
7. An orthopaedic support member according to claim 6, **characterised in that** at least one zone has a glass-fibre reinforcement.
8. An orthopaedic support member according to one or more of claims 1 to 7, **characterised in that** the support member is an orthopaedic shoe insert (1).
9. An orthopaedic support member according to claim 8, **characterised in that** the shoe insert (1) consists of the arched support area (2) for the metatarsus and the heel area (5) which is connected to it in one piece.
10. An orthopaedic support member according to claim 8 or 9, **characterised in that** the heel area (5) is flexible and thinner, whilst the support area (2) is thicker and stiffer.
11. An orthopaedic support member according to one or more of claims 8 to 10, **characterised in that** the synthetic material in the heel area (5) is amorphous.
12. An orthopaedic support member according to one or more of claims 8 to 11, **characterised in that** the support area (2) is surrounded by a border (6) which consists of amorphous synthetic material wherein the core area (7) surrounded by the border (6) is more or less crystalline.
13. An orthopaedic support member according to one or more of claims 8 to 12, **characterised in that** the crystalline core area (7) is encased in amorphous synthetic material.
14. An orthopaedic support member according to claim 13, **characterised in that** the casing is 0.5 to 2 mm thick.
15. An orthopaedic support member according to one or more of claims 1 to 14, **characterised in that** the heel area (5) also contains at least a filling and/or reinforcing material.

16. An orthopaedic support member according to claim 15, **characterised in that** the heel area (5) has a glass-fibre reinforcement.
17. An orthopaedic support member according to claim 16 or 15, **characterised in that** the proportion of filling and/or reinforcing material is substantially less than in the support area (2). 5
18. An orthopaedic support member according to one or more of claims 1 to 16, **characterised by** a moulded pelotte (8). 10
19. A method for the production of an orthopaedic support member according to one or more of claims 1 to 18 or 8 to 18, **characterised by** injection moulding of polyethylene terephthalate wherein different local temperatures are employed in the operating tool for the production of zones having different stiffness properties. 15
20. A method according to claim 19, **characterised in that** polyethylene terephthalate containing filling material or reinforcing material, and preferably glass-fibre reinforced polyethylene terephthalate, is used. 20 25
21. A method according to claim 19 or 20, **characterised in that** a granular mix of glass-fibre-free granules and granules containing glass-fibre is used. 30
22. A method according to claim 21, **characterised in that** a granulate is used which has a glass-fibre ratio of 10 to 20 % by weight, preferably about 15 % by weight, wherein the glass-fibres have a short length of 200 to 500 μm and a thickness of 1 to 2 μm . 35
23. A method according to claim 21 or 22, **characterised in that** the granulate is used in quantity ratios of 1 : 2 to 1 : 3, the glass-fibre reinforced granulate making up the largest proportion. 40
24. A method according to one or more of claims 19 to 23, **characterised in that** in an injection moulding machine a molten mass is produced in the temperature range 300°C to 360°C. 45
25. A method according to one or more of claims 19 to 24, **characterised in that** the molten mass is pressed into the injection moulding part at over 1800, and preferably 1800 to 2200 bars. 50
26. A method according to one or more of claims 19 to 25, in particular for the production of an orthopaedic support member according to one or more of claims 8 to 18, **characterised in that** the molten mass is pressed in through an aperture from the metatarsus side. 55
27. A method according to claim 26, **characterised in that** the temperatures in the injection moulding part are adjusted such that the synthetic material in the heel area sets amorphously and at least partly in the metatarsus, or support, area sets more or less crystallinely.
28. A method according to claim 26 or 27, **characterised in that** the temperatures are adjusted such that a synthetic molten mass flows into the heel area which has a lower proportion of filling material and preferably a lower proportion of glass-fibre.
29. A method according to one or more of claims 26 to 28, **characterised in that** the temperatures in the operating tool are adjusted such that the crystalline core area of the metatarsus area is encased with amorphous synthetic material on all sides.
30. A method according to one or more of claims 26 to 29, **characterised in that** in the injection moulding operating tool temperatures of 40°C to 80°C are employed during injection moulding in the heel area and temperatures of 80°C to 110°C are employed in the metatarsus area.
31. A method according to one or more of claims 26 to 29, **characterised in that** on injection moulding a uniform temperature is employed, and for the production of zones having different properties or stiffness, certain zones are heated again at predetermined temperatures and are preferably also post-deformed, whereafter the heated areas are cooled again to achieve the desired stiffness.

Revendications

1. Élément orthopédique de support en téréphtalate de polyéthylène, **caractérisé par** des zones de rigidité variable en fonction de la structure du matériel.
2. Élément orthopédique de support selon la revendication 1,
caractérisé en ce qu'au moins une zone est élastique et au moins une autre rigide à la flexion.
3. Élément orthopédique de support selon la revendication 1 ou 2,
caractérisé en ce qu'au moins une zone est renforcée par des fibres de verre.
4. Élément orthopédique de support selon l'une ou plusieurs des revendications 1 à 3,
caractérisé par la présence de zones d'épaisseur variable, au moins une zone de faible épaisseur étant élastique et au moins une zone plus

épaisse étant rigide.

5. Elément orthopédique de support selon l'une ou plusieurs des revendications 1 à 4,
caractérisé en ce qu'au moins une zone est cristalline et au moins une autre amorphe.

6. Elément orthopédique de support selon l'une ou plusieurs des revendications 1 à 5,
caractérisé en ce qu'au moins une zone possède une matière de remplissage et/ou de renforcement en petites particules.

7. Elément orthopédique de support selon la revendication 6,
caractérisé en ce qu'au moins une zone présente un renforcement en fibres de verre.

8. Elément orthopédique de support selon l'une ou plusieurs des revendications 1 à 7,
caractérisé en ce que l'élément orthopédique de support est une insertion orthopédique pour chaussures (1).

9. Elément orthopédique de support selon la revendication 8,
caractérisé en que l'insertion pour chaussures (1) consiste en la région de support infléchie (2) pour le métatarse et la région talon (5) qui la prolonge d'une pièce.

10. Elément orthopédique de support selon la revendication 8 ou 9,
caractérisé en que la région talon (5) est plus élastique et de moindre épaisseur, tandis que la région de support (2) est plus épaisse et rigide.

11. Elément orthopédique de support selon l'une ou plusieurs des revendications 8 à 10,
caractérisé en ce que la matière synthétique de la région talon (5) est amorphe.

12. Elément orthopédique de support selon l'une ou plusieurs des revendications 8 à 11,
caractérisé en que la région de support (2) est entourée par un bord (6) consistant en une matière synthétique amorphe, la région du centre (7) entourée par le bord (6) étant plus ou moins cristalline.

13. Elément orthopédique de support selon l'une ou plusieurs des revendications 8 à 12,
caractérisé en ce que la région cristalline du centre (7) possède une enveloppe en matière synthétique amorphe.

14. Elément orthopédique de support selon la revendication 13,

caractérisé en ce que l'enveloppe a une épaisseur de 0,5 à 2 mm.

15. Elément orthopédique de support selon l'une ou plusieurs des revendications 1 à 14,
caractérisé en ce que la région talon (5) contient également au moins une matière de remplissage et/ou de renforcement.

16. Elément orthopédique de support selon la revendication 15,
caractérisé en ce que la région talon (5) présente un renforcement en fibres de verre.

17. Elément orthopédique de support selon la revendication 16 ou 15,
caractérisé en ce que la portion de matière de remplissage et/ou de renforcement dans la région talon est sensiblement plus faible que dans la région de support (2).

18. Elément orthopédique de support selon l'une ou plusieurs des revendications 1 à 16,
caractérisé par une pelote (8) moulée.

19. Procédé de fabrication d'un élément orthopédique de support selon l'une ou plusieurs des revendications 1 à 18, ou 8 à 18,
caractérisé par le coulage par injection de téréphtalate de polyéthylène, des températures variables étant prévues dans différentes régions de l'outil pour engendrer des zones de rigidité variable.

20. Procédé selon la revendication 19,
caractérisé par l'utilisation d'un téréphtalate de polyéthylène contenant une matière de remplissage ou de renforcement, en particulier par fibres de verre.

21. Procédé selon la revendication 19 ou 20,
caractérisé en ce qu'un mélange de granulés sans fibres de verre et de granulés contenant des fibres de verre est utilisé.

22. Procédé selon la revendication 21,
caractérisé par l'utilisation d'un granulé présentant une proportion de fibres de verre de 10 à 20 % en poids, de préférence environ 15 % en poids, les fibres de verre devant présenter une longueur de 200 à 500 µm et une épaisseur de 1 à 2 µm.

23. Procédé selon la revendication 21 ou 22,
caractérisé en que les granulés sont utilisés dans une proportion de 1 : 2 à 1 : 3, le granulé renforcé par fibre de verre constituant la plus grande proportion.

24. Procédé selon l'une ou plusieurs des revendications 19 à 23,
caractérisé en ce qu'une fusion est effectuée dans une machine de coulage par injection à des températures entre 300°C et 360°C. 5
25. Procédé selon l'une ou plusieurs des revendications 19 à 24,
caractérisé en ce que la fonte est poussée à une pression de plus de 1800 bar, en particulier de 1800 à 2200 bar, dans le moule à injection. 10
26. Procédé selon l'une ou plusieurs des revendications 19 à 25, en particulier pour la fabrication d'un élément orthopédique de support selon l'une ou plusieurs des revendications 8 à 18,
caractérisé en ce que la fonte est poussée par une ouverture du côté du la tête du métatarse. 15
27. Procédé selon la revendication 26, 20
caractérisé en ce que les températures dans le moule à injection sont réglées de manière à ce que la matière synthétique se solidifie de manière amorphe dans la région du talon et plus ou moins de manière cristalline au moins partiellement dans la région du métatarse ou de support. 25
28. Procédé selon la revendication 26 ou 27,
caractérisé en ce que les températures sont réglées de manière telle que dans la région du talon entre une matière synthétique en fusion qui possède une proportion moindre de matière de remplissage et en particulier en fibres de verre. 30
29. Procédé selon l'une ou plusieurs des revendications 26 à 28, 35
caractérisé en ce que les températures dans l'outil sont réglées de manière telle que la région centrale cristalline de la région du métatarse soit entièrement enveloppée par une matière synthétique amorphe. 40
30. Procédé selon l'une ou plusieurs des revendications 26 à 29, 45
caractérisé en ce que dans l'outil de coulage par injection on règle, au cours du coulage par injection, des températures de 40°C à 80°C dans la région du talon et de 80°C à 110°C dans la région du métatarse. 50
31. Procédé selon l'une ou plusieurs des revendications 26 à 29, 55
caractérisé en ce que, au cours du coulage par injection, une température uniforme est réglée et que pour obtenir des zones présentant des propriétés ou une rigidité variable, des zones déterminées sont à nouveau chauffées à une température déterminée et sont, de préférence, également re-

déformées, les régions chauffées étant ensuite de nouveau refroidies pour obtenir la rigidité désirée.

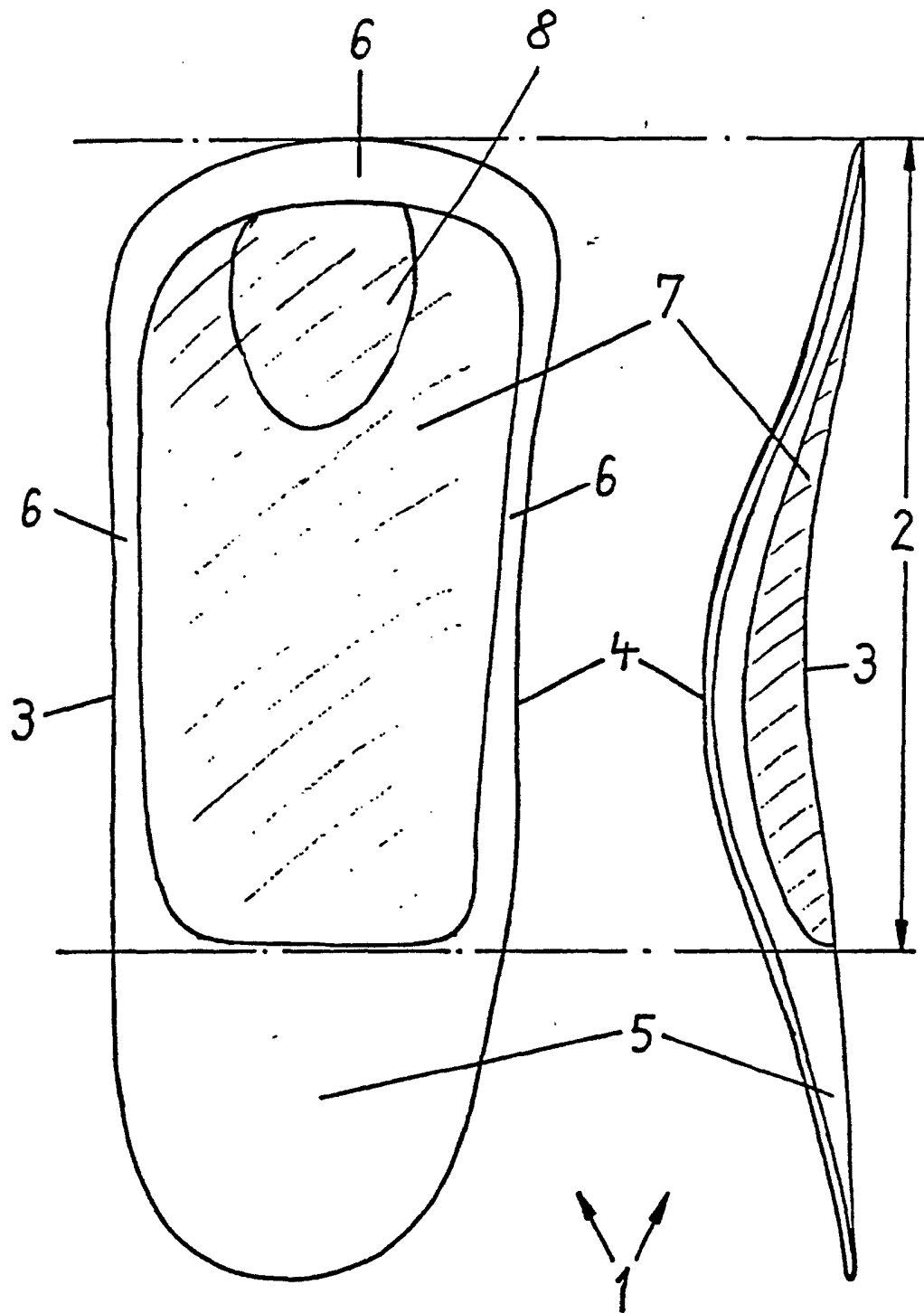


Fig. 1

Fig. 2