



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11) **EP 1 221 297 A1**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
10.07.2002 Patentblatt 2002/28

(51) Int Cl.⁷: **A61B 5/00, G06F 17/13**

(21) Anmeldenummer: **00128714.3**

(22) Anmeldetag: **29.12.2000**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE TR**
Benannte Erstreckungsstaaten:
AL LT LV MK RO SI

(72) Erfinder: **Mall, Else-Gita, Dr.**
82377 Penzberg (DE)

(74) Vertreter: **Weigel, Matthias (DE)**
Weber & Heim,
Patentanwälte,
Irmgardstrasse 3
81479 München (DE)

(71) Anmelder: **Mall, Else-Gita, Dr.**
82377 Penzberg (DE)

(54) **Verfahren zur Todeszeitpunktbestimmung**

(57) Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur individuellen Bestimmung des Todeszeitpunktes eines biologischen Organismus, insbesondere eines Menschen. Bei diesem Verfahren wird ein Modellkörper des Organismus aus einer Vielzahl von Volumenelementen generiert, wobei basierend auf den thermodynamischen Eigenschaften der Volumenelemente und basierend auf Einzelwärmetransfers zwischen den Volumenelementen ein Gesamtwärmetransfer des Modellkörpers bezogen auf die Zeit bestimmt wird. Dabei können beliebig komplexe Anfangstemperaturfelder und Umgebungsbedingungen berücksichtigt werden. Auf Grundlage dieses Gesamtwärmetransfers wird eine theoretische zeitliche Temperaturänderung des Organismus ermittelt, aus der der tatsächliche Todeszeitpunkt des Organismus basierend auf einem tatsächlichen Messwert ermittelt wird.

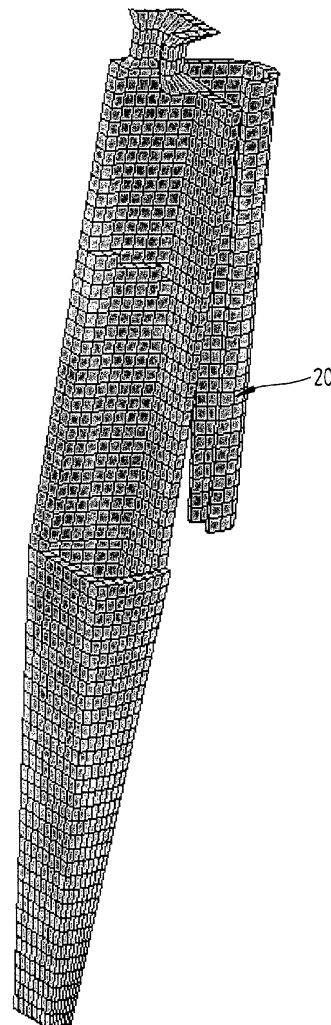


Fig.4

EP 1 221 297 A1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur individuellen Bestimmung des Todeszeitpunktes eines biologischen Organismus, insbesondere eines Menschen, wobei bei dem Verfahren eine von einem Anfangstemperaturniveau ausgehende, theoretische zeitliche Temperaturänderung des Organismus vorgegeben wird, deren Anfangszeitpunkt einen theoretischen Todeszeitpunkt des Organismus definiert, und mindestens ein am Organismus nach dessen Ableben gemessener Temperaturwert mit der theoretischen Temperaturänderung verglichen wird, wobei der dem gemessenen Temperaturwert in der theoretischen Temperaturänderung zugeordnete theoretische Messzeitpunkt als tatsächlicher Messzeitpunkt der Temperaturmessung und der sich aus dem theoretischen Messzeitpunkt ergebende theoretische Todeszeitpunkt als tatsächlicher Todeszeitpunkt definiert wird.

[0002] Die Bestimmung des Todeszeitpunktes beim Menschen spielt in der rechtsmedizinischen Praxis eine wichtige Rolle. Eine mehr oder weniger exakte Bestimmung des Todeszeitpunktes gelingt jedoch nur in der frühen postmortalen Phase, d.h. innerhalb eines Zeitraums von bis zu einigen Tagen nach dem Tod.

[0003] Da die exakte Todeszeitpunktbestimmung als Bestimmung des mutmaßlichen Tatzeitpunktes insbesondere bei der juristischen Bewertung von Tötungsdelikten beispielsweise zur Überprüfung von Alibis eine überragende Bedeutung erlangt hat, wurden bereits Ende des 19. Jahrhunderts Verfahren zur Bestimmung des Todeszeitpunktes diskutiert und entwickelt. Dabei hat sich herausgestellt, dass temperaturorientierte Verfahren zur Todeszeitpunktbestimmung, die auf einer zeitlichen Temperaturänderung der Leiche basieren, die genauesten Rückschlüsse über den tatsächlichen Todeszeitpunkt ermöglichen.

[0004] Aus dem Stand der Technik sind verschiedene Ansätze und Modelle zur Bestimmung des Todeszeitpunktes bekannt.

[0005] So sind aus der rechtsmedizinischen Literatur verschiedene physikalische Modelle bekannt, bei denen der Körper des Menschen durch einen homogenen Zylinder unendlicher Länge ersetzt wird, an dem die Wärmetransfermechanismen, Konduktion, Konvektion und Strahlung, auf vereinfachte Weise beobachtet und berechnet werden können. Ein derartiges Modell wird von Sellier (Determination of the time of death by extrapolation of the temperature decrease curve, *Acta Medicinæ Socialis et Legalis* 11: 279 - 302, 1958), von Joseph und Schickele (A general method for assessing factors controlling postmortem cooling, *Journal of Forensic Sciences* 15 (3): 364 - 391, 1970) und von Hiraiwa et al. beschrieben (Estimation of postmortem interval from rectal temperature by use of computer, *Medicine Science and Law* 20 (2): 115 - 125, 1980 und Estimation of postmortem interval from rectal temperature by use of computer - Relationship between the rectal and skin cooling curves, *Medicine Science and Law* 21 (1): 4 - 9, 1981).

[0006] Zu diesen sogenannten physikalischen Modellen wurden alternativ mathematische Modelle entwickelt, bei denen auf Grundlage tatsächlicher Messungen an Verstorbenen empirische Abkühlkurven aufgestellt und auf deren Grundlagen mathematische Modelle zur Berechnung des Todeszeitpunktes entwickelt wurden. Ein derartiges mathematisches Modell wird von DeSaram et al. (Post-mortem temperature and the time of death, *Journal of Criminal Law, Criminology and Police Science* 46: 562 - 577, 1955) von Fiddes and Patten (A percentage method for representing the fall in body temperature after death, *Journal of Forensic Medicine* 5 (1): 2 - 15, 1958), von Marshall and Hoare (Estimating the time of death - The rectal cooling after death and its mathematical expression, *Journal of Forensic Sciences* 7 (1): 56 - 81, Estimating the time of death - The use of the cooling formula in the study of postmortem body cooling, *Journal of Forensic Sciences* 7 (2): 189 - 210 und Estimating the time of death - the use of body temperature in estimating the time of death, *Journal of Forensic Sciences* 7 (2): 211-221.) oder von Green and Wright (The theoretical aspects of the time dependent Z equation as a means of postmortem interval estimation using body temperature data only, *Forensic Science International* 28: 53 - 62, 1985 und Postmortem interval estimation from body temperature data only, *Forensic Science International* 28: 35 - 46, 1985) beschrieben.

[0007] Das derzeit auch international nahezu ausschließlich verwendete und vor Gericht vertretene Verfahren basiert auf dem doppelt - exponentiellen Modell nach Marshall and Hoare unter Verwendung eines von Henßge et al. entwickelten Nomogramms, wobei gleichzeitig eine Parameterfestlegung nach Henßge durchgeführt wird (Methoden zur Bestimmung der Todeszeit an Leichen, Schmid-Römhild, Lübeck, 1988, Die Präzision von Todeszeitschätzungen durch die mathematische Beschreibung der rektalen Leichenabkühlung, *Zeitschrift für Rechtsmedizin* 83: 49 - 67, 1979 sowie Todeszeitschätzungen durch die mathematische Beschreibung der rektalen Leichenabkühlung unter verschiedenen Abkühlbedingungen, *Zeitschrift für Rechtsmedizin* 87: 147 - 178, 1981). Bei diesem derzeit gängigen Verfahren werden basierend auf der Formel nach Marshall and Hoare die folgenden Gesetzmäßigkeiten aufgestellt:

$$T_u \leq 23,2 \text{ }^{\circ}\text{C}$$

$$T_{r1} = ((37,2 - T_u) 1,25 (e^{-Zt}) - (37,2 - T_u) 0,25 (e^{-5Zt})) + T_u$$

$$T_u \geq 23,3 \text{ } ^\circ\text{C}$$

5

$$T_{r1} = ((37,2 - T_u) 1,11 (e^{-Zt}) - (37,2 - T_u) 0,11 (e^{-10Zt})) + T_u$$

$$\text{mit } Z = 0,0284 \text{ bis } 1,2815 [\text{kg}]^{-0,625}$$

10 dabei entspricht T_u der Umgebungstemperatur, T_{r1} der gemessenen Rektaltemperatur, t der Zeit seit dem Todeseintritt sowie Z einem körpergewichtabhängigen Parameter. Dieser vom Körpergewicht abhängige Parameter Z kann durch entsprechende sogenannte Körpergewichtskorrekturfaktoren, mit denen unterschiedliche Randbedingungen am Leichenfundort berücksichtigt werden können, wie beispielsweise die Feuchtigkeit und Luftbewegung (Körpergewichtskorrekturfaktor <1), die Bekleidung oder die Be-

15 deckung (Körpergewichtskorrekturfaktor >1), angepaßt werden.
[0008] Bei diesem bekannten Verfahren von Henßge wird die Rektaltemperatur der Leiche am Fundort gemessen und anschließend auf Grundlage der gemessenen Rektaltemperatur die Länge des Zeitintervalls zwischen Todeseintritt und Messzeitpunkt durch eine Inversion der Formel bestimmt.

20 **[0009]** Dieses Verfahren nach Henßge ist nur in solchen Fällen anwendbar, in denen die Leiche bis zur Temperaturmessung bei konstanten Umgebungsbedingungen am Fundort lag. Unter Standardbedingungen ist dann eine sichere Bestimmung des Todeszeitpunktes mit einem Fehler von $\pm 2,8$ Stunden, unter sogenannten Nicht-Standard-Bedingungen nur in einem Intervall von bis zu vierzehn Stunden möglich, so dass eine insbesondere für die juristische Bewertung nicht ausreichende Verlässlichkeit dieses Verfahrens gegeben ist. Bestimmte Nicht-Standard-Bedingungen wie z.B. eine externe Einstrahlung oder sich ändernde Umgebungsbedingungen können mit dem bekannten Verfahren

25 nicht beurteilt werden.
[0010] Es ist daher Aufgabe der Erfindung, ein Verfahren zur individuellen Bestimmung des Todeszeitpunktes eines biologischen Organismus, insbesondere eines Menschen, anzugeben, mit dessen Hilfe ohne großen Aufwand eine, verglichen mit den bekannten Verfahren genauere Todeszeitpunktbestimmung des Organismus möglich ist.

30 **[0011]** Die Erfindung löst die Aufgabe durch ein Verfahren mit den Merkmalen nach Anspruch 1 und insbesondere dadurch, dass ein Modellkörper des Organismus aus einer Vielzahl von Volumenelementen generiert wird, dass zumindest einem Teil der Volumenelemente jeweils wenigstens eine definierte thermodynamische Eigenschaft des Organismus zugeordnet wird, dass zumindest teilweise der Einzelwärmetransfer zwischen benachbart zueinander angeordneten Volumenelementen ermittelt wird, dass basierend auf den thermodynamischen Eigenschaften der Volumenelemente und basierend zumindest auf einem Teil der ermittelten Einzelwärmetransfers zwischen den Volumenelementen als Gesamtwärmetransfer die Wärmeaufnahme und die Wärmeabgabe des Modellkörpers bezogen auf die

35 Zeit bestimmt wird und dass auf Grundlage des Gesamtwärmetransfers die theoretische zeitliche Temperaturänderung des Organismus bestimmt wird.
[0012] Ein wesentlicher Gedanke der Erfindung beruht darauf, den Organismus, dessen Todeszeitpunkt bestimmt werden soll, als Modellkörper aus einer Vielzahl von Volumenelementen zu generieren, wobei zumindest einem Teil der Volumenelemente jeweils wenigstens eine definierte thermodynamische Eigenschaft des Organismus zugeordnet wird. Auf diese Weise wird ein Modell generiert, das bei entsprechend geeigneter Wahl der thermodynamischen Eigenschaften, wie beispielsweise der spezifischen Wärmekapazität, der Wärmeleitfähigkeit oder der Massendichte des Organismus, zumindest annähernd ein Temperaturverhalten beim Abkühlen zeigt, dass mit dem tatsächlichen Abkühlverhalten des Organismus vergleichbar ist.

40 **[0013]** Um den Wärmetransport im Modellkörper zu simulieren, werden zumindest teilweise die Einzelwärmetransfers zwischen benachbart zueinander angeordneten Volumenelementen ermittelt, so dass der Modellkörper bei Vorgabe entsprechender Anfangs- und Randbedingungen ein Abkühlverhalten zeigt, von dem angenommen werden kann, dass es zumindest annähernd dem tatsächlichen Abkühlverhalten des Organismus bei entsprechenden Anfangs- und Randbedingungen entspricht.

50 **[0014]** Ein weiterer Gedanke der Erfindung liegt darin, basierend auf diesen vorgegebenen thermodynamischen Eigenschaften der Volumenelemente und basierend zumindest auf einem Teil der Einzelwärmetransfers die Wärmeaufnahme und die Wärmeabgabe des Modellkörpers entsprechend den vorgegebenen Anfangs- und Randbedingungen zu bestimmen. Auf Grundlage dieser als Gesamtwärmetransfer bezeichneten Wärmeänderung des Modellkörpers kann eine theoretische zeitliche Temperaturänderung an jedem Ort des Organismus bestimmt werden, mit deren Hilfe

55 anschließend in bekannter Weise der tatsächliche Todeszeitpunkt bestimmt werden kann.

[0015] Zur Bestimmung des Gesamtwärmetransfers auf Grundlage der thermodynamischen Eigenschaften der Volumenelemente und der Einzelwärmetransfers zwischen den Volumenelementen können verschiedene, bekannte numerische Verfahren eingesetzt werden. Hierzu wird auf Grundlage der vorgegebenen thermodynamischen Eigenschaf-

ten sowie auf Grundlage vorgegebener Anfang- und Randbedingungen, wie dem durch den Modellkörper vorgegebenen Volumen, dem Anfangstemperaturniveau bzw. Anfangstemperaturfeld oder der Umgebungstemperatur, die partielle Wärmeleitungsgleichung, die den Gesamtwärmetransfer im Organismus beschreibt, numerisch gelöst. Auf Grundlage dieser numerischen Lösung werden die theoretischen Temperaturänderungen an jedem Ort des Organismus über die Zeit berechnet.

[0016] Die Volumenelemente sind üblicherweise polyederförmig und werden normalerweise als gegebenenfalls verzerrte Würfel oder Quader ausgebildet, wodurch einerseits eine vergleichsweise genaue Nachahmung der Form des Organismus als Modellkörper möglich ist und gleichzeitig der Gesamtwärmetransfer mit im Vergleich zur Anzahl der Volumenelemente geringem Aufwand bestimmt werden kann.

[0017] Durch das erfindungsgemäße Verfahren ist eine verglichen mit dem bekannten Verfahren genauere und gleichzeitig auch umfassende (d.h. für alle denkbaren Umgebungsbedingungen gültige) Todeszeitpunktbestimmung des Organismus möglich.

[0018] Weitere vorteilhafte Weiterbildungen des erfindungsgemäßen Verfahrens ergeben sich aus den Unteransprüchen.

[0019] So ist es besonders vorteilhaft, wenn zusätzlich zum Modellkörper zumindest teilweise auch eine unmittelbare Modellumgebung des Modellkörpers aus Volumenelementen generiert wird. Zumindest einem Teil dieser Volumenelemente der Modellumgebung wird wenigstens eine definierte thermodynamische Eigenschaft der tatsächlichen Umgebung zugeordnet, in der der Organismus aufgefunden worden ist, beispielsweise dem Fundort einer Leiche. Bei der Bestimmung des Gesamtwärmetransfers werden die thermodynamischen Eigenschaften der Volumenelemente des Modellkörpers und die der Volumenelemente der Modellumgebung sowie auch die Einzelwärmetransfers zwischen den Volumenelementen der Modellumgebung und des Modellkörpers mitberücksichtigt. Auf diese Weise ist es möglich, auch sich ändernde Umgebungsbedingungen bei der Bestimmung des Gesamtwärmetransfers mit zu berücksichtigen. Darüber hinaus ist es möglich, am Modellkörper beispielsweise Kleidungsstücke mit entsprechenden thermodynamischen Eigenschaften als Modellumgebung aus Volumenelementen zu generieren.

[0020] Den Volumenelementen des Modellkörpers werden als thermodynamische Eigenschaften die thermische Konduktivität, die spezifische Wärmekapazität und/oder die Massendichte, zumindest eines Gewebetyps des Gewebes des Organismus zugeordnet. Den Volumenelementen der Modellumgebung werden, sofern diese vorgesehen sind, entsprechende thermische Eigenschaften zugeordnet.

[0021] Zusätzlich zu zumindest einer der zuvor genannten thermischen Eigenschaften wird den die Oberfläche des Modellkörpers begrenzenden Volumenelementen bei einer bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens zusätzlich als thermodynamische Eigenschaft die Emissivität zugeordnet. Auf diese Weise ist es möglich, die Wärmeabstrahlung und die Absorption externer Strahlung des Modellkörpers an der Oberfläche zu beschreiben.

[0022] Um eine möglichst exakte Darstellung des theoretischen Gesamtwärmetransfers des Modellkörpers zu erreichen, wird ferner vorgeschlagen, den Modellkörper in mehrere Körperkompartimente definierende Gruppen von Volumenelementen zu untergliedern, wobei jeder Gruppe von Volumenelementen mindestens eine definierte thermodynamische Eigenschaft eines bestimmten Gewebetyps des Organismus zugeordnet wird. So wird beispielsweise vorgeschlagen, bei der Generierung eines Menschen als Modellkörper beispielsweise die Haut, das Fettgewebe, das Skelettsystem, die Muskulatur, oder die inneren Organe jeweils als Gruppen von Volumenelementen zusammenzufassen, wobei jeder Gruppe von Volumenelementen, die für den jeweiligen Gewebetyp spezifischen thermodynamischen Eigenschaften zugeordnet werden. Auf diese Weise ist es möglich, beispielsweise die verglichen mit der anderer Gewebearten geringe Wärmeleitfähigkeit von Fettgewebe bei der Bestimmung des Gesamtwärmetransfers mitzuberücksichtigen. Bei bestimmten faserigen Gewebetypen, wie beispielsweise dem Muskelgewebe mit einer dominierenden Faservorzugsrichtung, wird darüber hinaus vorgeschlagen, die Anisotropie in der Wärmeleitfähigkeit derartiger Gewebetypen bei der Bestimmung des Gesamtwärmetransfers gleichfalls zu berücksichtigen.

[0023] Bei einer besonders bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens wird ferner vorgeschlagen, bei der Bestimmung des Gesamtwärmetransfers die am Modellkörper auftretende Konvektion, Konduktion und/oder Strahlung mit einzubeziehen. Auf diese Weise ist es möglich, am Modellkörper auftretende Wasser- oder Luftströmungen oder auch auf den Modellkörper einwirkende Wärmestrahlung zu simulieren, wodurch beispielsweise die an einem Leichenfundort tatsächlich herrschenden Umgebungsbedingungen, wie Wind, Wasser und Sonnen- oder Heizungseinstrahlung, bei der Bestimmung des Gesamtwärmetransfers mit einbezogen werden können.

[0024] Darüber hinaus wird bei dem erfindungsgemäßen Verfahren vorgeschlagen, bei der Bestimmung des Gesamtwärmetransfers eine postmortale Wärmeproduktion des Organismus mitzuberücksichtigen, wobei die postmortale Wärmeproduktion ausgehend von derjenigen zum theoretischen Todeszeitpunkt linear oder exponentiell abnimmt. So hat sich bei medizinischen Untersuchungen gezeigt, dass unmittelbar nach dem Tod eines Menschen ein Großteil der Zellen nach wie vor aktiv ist und die noch im Körper verfügbaren Nährstoffe zumindest teilweise verarbeitet. Da durch die fehlende Blutzirkulation ein Abtransport der Wärme im Körper nicht mehr gegeben ist, kann es durch diese postmortale Wärmeproduktion zu einer Wärmeentwicklung innerhalb des Leichnams kommen, die so hoch ist, dass der Leichnam erst verzögert abkühlt. Diese postmortale Wärmeproduktion wird bei dem Verfahren bei der Bestimmung

des Gesamtwärmetransfers mitberücksichtigt, wobei es zusätzlich möglich ist, beispielsweise bei schweren Infektionen des zu begutachtenden Organismus, eine postmortale Wärmeproduktion zu erfassen, die sogar zu einer Erhöhung der Kerntemperatur des Modellkörpers führt, um so eine postmortale Temperaturerhöhung am Modellkörper zu simulieren.

[0025] Als Basis für die innere postmortale Wärmeproduktion des Organismus wird der theoretische Grundsatz des betreffenden Organismus unmittelbar nach dessen Tod herangezogen. Der Grundsatz kann gegebenenfalls auch in Abhängigkeit vom Alter, vom Gewicht oder auch vom Allgemeinzustand des Organismus variieren und entsprechend am Modellkörper verändert werden.

[0026] Um einen möglichst natürlichen Abfall der postmortalen Wärmeproduktion zu simulieren, wird bei dem erfindungsgemäßen Verfahren ferner vorgeschlagen, den postmortalen zeitlichen Verlauf der inneren Leistung durch einen exponentiellen Abfall darzustellen, wobei die Abfallrate der inneren Leistung vorzugsweise auf einen Wert gesetzt wird, der einer Halbwertszeit von etwa zwei bis drei Stunden der inneren Wärmeleistung entspricht.

[0027] Um auch den tatsächlichen Entstehungsort der inneren Wärmeproduktion am Modellkörper mitzuberechnen, wird bei einer bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens ferner vorgeschlagen, die innere Wärmeproduktion prozentual auf mehrere Körperkompartimente des Organismus bildende Gruppen von Volumenelementen unterschiedlich zu verteilen. So werden beispielsweise, wenn das erfindungsgemäße Verfahren zur Bestimmung des Todeszeitpunktes eines Menschen herangezogen wird, bei der Generierung des Modellkörpers 55 bis 65 % des Grundumsatzes auf den Rumpfkern, 16 bis 20 % des Grundumsatzes auf die Muskulatur, 15 bis 19 % des Grundumsatzes auf das Gehirn und 4 bis 6 % des Grundumsatzes auf die Knochen und das Bindegewebe verteilt.

[0028] Des Weiteren wird bei einer besonders bevorzugten Weiterbildung des erfindungsgemäßen Verfahrens vorgeschlagen, bei der Bestimmung des Gesamtwärmetransfers auch sich über den Zeitablauf verändernde Umgebungstemperaturen mit einzubeziehen, so dass beispielsweise die an einem Leichenfundort auftretenden Temperaturänderungen, die sich durch den Sonnenstand und die Witterungsbedingungen ergeben, gleichfalls bei der Bestimmung des Gesamtwärmetransfers erfasst sind.

[0029] Der Modellkörper kann als Zylinder, als Quader oder ähnliches Volumenmodell aus entsprechenden Volumenelementen zusammengesetzt sein. Besonders bevorzugt entspricht der Modellkörper in seiner Gestalt und in seinen Proportionen der Gestalt und den Proportionen des zu begutachtenden Organismus. Dabei kann auch die Haltung und/oder die Lage des Organismus bei der Generierung des Modellkörpers mitberücksichtigt werden, so dass beispielsweise ein zusammengekrümmt liegender oder in hockender Stellung aufgefundenen Leichnam gleichfalls als Modellkörper vorgegeben werden kann. Zu diesem Zweck wird beispielsweise vorgeschlagen, eine entsprechende Datenbank mit einer Vielzahl unterschiedlicher Modellkörper in unterschiedlicher Haltung und Lage vorzugeben. Entsprechend dem aufgefundenen, zu begutachtenden Organismus wird aus diesen verschiedenen Modellkörpern ein in seiner Haltung und in seiner Lage dem Organismus zumindest ähnlicher Modellkörper ausgewählt, der dann in seinen Proportionen durch entsprechende Volumenänderungen an die Gestalt des aufgefundenen Organismus angepasst wird.

[0030] Wird das erfindungsgemäße Verfahren zur Bestimmung des Todeszeitpunktes eines Menschen verwendet, wird die an dem verstorbenen Menschen gemessene Rektaltemperatur oder eine Temperatur an einem anderen oder mehreren Messorten am Mensch als Messwert bestimmt, der mit der theoretischen Temperaturänderung des Modellkörpers verglichen wird. Um eine vergleichbare Basis zu schaffen, wird die theoretische Temperaturänderung des Modellkörpers an einem Volumenelement des Modellkörpers bestimmt, der in seiner Lage im Modellkörper zumindest annähernd dem tatsächlichen Messort der Rektaltemperatur oder der anderen Temperaturen an der Leiche entspricht.

[0031] Nachfolgend wird die Erfindung anhand eines Ausführungsbeispiels unter Bezugnahme auf die Zeichnung näher erläutert. Darin zeigen:

Fig. 1 eine Schnittansicht eines aus einer Vielzahl von Volumenelementen gebildeten Modellkörpers eines Menschen, der in einzelne Körperkompartimente untergliedert ist, in dreidimensionaler Darstellung;

Fig. 2 einen Frontalschnitt durch den Modellkörper nach Fig. 1;

Fig. 3 eine perspektivische Darstellung der die Haut des Modellkörpers bildenden Volumenelemente;

Fig. 4 eine perspektivische Darstellung der das Fettgewebe des Modellkörpers bildenden Volumenelemente;

Fig. 5 eine perspektivische Darstellung der die Muskulatur des Modellkörpers bildenden Volumenelemente;

Fig. 6 eine perspektivische Darstellung der das Skelettsystem des Modellkörpers bildenden Volumenelemente;

Fig. 7 eine perspektivische Darstellung der das Gehirn, die Gesichtsteile und die Halseingeweide des Mo-

dellkörpers bildenden Volumenelemente;

Fig. 8 eine perspektivische Darstellung, der die Halseingeweide, die Lunge und den Mittelfellraum des Modellkörpers bildenden Volumenelemente;

Fig. 9 eine perspektivische Darstellung der die Oberbauchorgane, den Magen-Darm-Trakt, die Beckenorgane und das Nierenlager bildenden Volumenelemente;

Fig. 10 eine perspektivische Darstellung des Anfangstemperaturfeldes des Modellkörpers, wobei nur die linke Körperhälfte des Menschen als Modellkörper generiert worden ist;

Fig. 11 den Verlauf der inneren Wärmeproduktion bezogen auf die Zeit ausgehend von einem theoretischen Todeszeitpunkt;

Fig. 12 eine perspektivische Darstellung des Temperaturfeldes des Modellkörpers nach zwei Stunden Abkühlzeit;

Fig. 13 eine perspektivische Darstellung des Temperaturfeldes des Modellkörpers nach sieben Stunden Abkühlzeit;

Fig. 14 eine perspektivische Darstellung des Temperaturfeldes des Modellkörpers nach zweiunddreißig Stunden Abkühlzeit;

Fig. 15 eine vergrößerte Darstellung des Volumenelementes, an dem der Rektaltemperaturmesspunkt am Modellkörper vorgesehen ist;

Fig. 16 ein Temperatur-Zeit-Diagramm mit einer rektalen Abkühlkurve des Modellkörpers bei einer Umgebungstemperatur von 18°C;

Fig. 17 ein Temperatur-Zeit-Diagramm mit einer rektalen Abkühlkurve des Modellkörpers bei einer Umgebungstemperatur von 8°C;

Fig. 18 ein Temperatur-Zeit-Diagramm mit einer rektalen Abkühlkurve des Modellkörpers bei einer Umgebungstemperatur von 13°C, wobei der Modellkörper ein Körpergewicht von 61 kg und eine Körperlänge von 160 cm aufweist;

Fig. 19 ein Temperatur-Zeit-Diagramm mit einer rektalen Abkühlkurve des Modellkörpers bei einer Umgebungstemperatur von 13°C, wobei der Modellkörper ein Körpergewicht von 103 kg und eine Körpergröße von 190 cm aufweist;

Fig. 20 ein Temperatur-Zeit-Diagramm mit einer rektalen Abkühlkurve des Modellkörpers bei einer konstanten Umgebungstemperatur von 13°C und mit einer Abkühlkurve des Modellkörpers bei einem Temperatursprung der Umgebungstemperatur von 8°C auf 18°C;

Fig. 21 ein Temperatur-Zeit-Diagramm, in dem die Umgebungstemperaturverläufe für die Abkühlkurven von Fig. 20 gezeigt sind;

Fig. 22 ein Anfangstemperaturfeld des Modellkörpers mit konstanter externer Wärmeeinstrahlung;

Fig. 23 ein Temperaturfeld des Modellkörpers in Fig. 22 nach zwei Stunden Abkühldauer;

Fig. 24 ein Temperaturfeld des Modellkörpers in Fig. 22 nach sieben Stunden Abkühldauer;

Fig. 25 ein Temperaturfeld des Modellkörpers in Fig. 22 nach zweiunddreißig Stunden Abkühldauer; und

Fig. 26 ein Temperatur-Zeit-Diagramm, in dem eine rektale Abkühlkurve des Modellkörpers nach den Fig. 22 bis 25 bei einer Umgebungstemperatur von 13°C dargestellt ist.

[0032] In den Fig. 1 und 2 ist ein halber Modellkörper 10 eines Menschen gezeigt, der aus einer Vielzahl von Volumenelementen 12 in einem Rechner modelliert worden ist. Der Modellkörper 10 liegt auf einer gleichfalls aus Volu-

menelementen 12 generierten Wanne 14 auf. Die Volumenelemente 12 sind im dargestellten Ausführungsbeispiel als Würfel ausgebildet, die an ihren als Knoten ausgebildeten Eckpunkten miteinander verbunden sind, wobei ein Wärmetransfer zwischen den einzelnen Volumenelementen 12 bestimmt werden kann, wie später noch erläutert wird.

[0033] Wie insbesondere den Fig. 1 und 2 zu entnehmen ist, ist der aus insgesamt 8328 Volumenelementen gebildete halbe Modellkörper 10 in einzelne, sogenannten Körperkompartimente 16 untergliedert, die in unterschiedlichen Heligkeitsstufen dargestellt sind. Die Körperkompartimente 16 sind aus Gruppen mehrerer Volumenelemente 12 gebildet, wobei sich die jeweils einer gemeinsamen Gruppe zugeordneten Volumenelemente 12 hinsichtlich ihrer thermodynamischen Eigenschaften gegenüber den Volumenelementen 12 anderer Gruppen unterscheiden. Auf diese Weise ist es möglich, den Modellkörper 10 in unterschiedliche Gewebetypen zu untergliedern, die sich durch unterschiedliche thermodynamische Eigenschaften auszeichnen. In Tabelle 1 ist die Untergliederung des Modellkörpers 10 in die einzelnen Körperkompartimente 16 dargestellt, wobei zwischen den einzelnen Gewebetypen unterschieden wird.

Tabelle 1:

Untergliederung des Modellkörpers 10 in einzelne Körperkompartimente 16		
Gewebe	Anzahl der Elemente	Volumenanteil am Modell
Haut	2740	10,3 %
Fettgewebe	1798	26,2 %
Muskulatur	2019	28,0 %
Skelettsystem	680	10,0 %
Gehirn	174	4,2 %
Gesichtsweichteile	91	2,3 %
Halseingeweide	14	0,2 %
Mediastinum	104	2,6 %
Lunge	220	5,0 %
Oberbauchorgane	97	2,2 %
Magen-Darm-Trakt	259	6,0 %
Nierenlager	42	0,8 %
Retroperitoneum	47	1,2 %
Beckenorgane	43	1,0 %
Σ	8328	100,0 %

[0034] In den Fig. 3 bis 9 sind die unterschiedlichen Körperkompartimente des Modellkörpers 10 jeweils einzeln bzw. nach anatomischen Gesichtspunkten zusammengefasst dargestellt.

[0035] So zeigt Fig. 3 die Haut 18 des Modellkörpers 10, die beispielsweise aus 2740 Volumenelementen aufgebaut ist und einen Volumenanteil am Modellkörper 10 von etwa 10,3 % aufweist. Fig. 4 zeigt das Fettgewebe 20 des Modellkörpers 10, das aus 1798 Volumenelementen gebildet ist und einen Volumenanteil des Modellkörpers 10 von 26,2 % ausmacht. Fig. 5 zeigt die Muskulatur 22 des Modellkörpers 10, während Fig. 6 das aus den verschiedenen Knochen gebildete Skelettsystem 24 des Modellkörpers darstellt. In Fig. 7 sind mehrere Körperkompartimente zusammengefasst, so das Gehirn 26, die Gesichtsweichteile 28 und die Halseingeweide 30. Fig. 8 zeigt gleichfalls mehrere aus einer Vielzahl von Volumenelementen 12 gebildete Körperkompartimente, nämlich nochmals die Halseingeweide 30, die Lunge 32 sowie den Mittelfellraum 34. Fig. 9 zeigt schließlich die aus den Oberbauchorganen 36, dem Magen-Darm-Trakt 38, den Beckenorganen 40 und dem Nierenlager 42 gebildeten Körperkompartimente 16.

[0036] Der in den Fig. 1 und 2 gezeigte Modellkörper 10 ist aus diesen verschiedenen Körperkompartimenten 16 gebildet, wobei die verschiedenen Körperkompartimente 16 jeweils aus Volumenelementen zusammengesetzt sind, denen identische thermodynamische Eigenschaften zugeordnet werden. In der nachfolgenden Tabelle 2 sind die verschiedenen Körperkompartimente dem Gewebetyp nach aufgeführt, wobei die dem jeweiligen Gewebetyp eigenen thermodynamischen Eigenschaften, nämlich die thermische Konduktivität k , die spezifische Wärmekapazität c sowie die Massendichte ρ aufgelistet sind. Dem Körperkompartiment Haut 18 ist darüber hinaus die Emissivität ε zugeordnet, um die Wärmeabstrahlung der Haut 18 darstellen zu können.

Tabelle 2:

Auflistung der thermodynamischen Eigenschaften der Körperkompartimente				
Gewebe	$k [W m^{-1} °C^{-1}]$	$c [J kg^{-1} °C^{-1}]$	$\rho [kg/m^3]$	ε
Haut	0,47	3680	1085	0,95
Fettgewebe	0,21	2300	920	-
Muskulatur	0,51	3800	1085	-
Knochen	0,75	1700	1357	-
Hirn	0,49	3850	1080	-
Gesichtsweichteile	0,51	3245	1056	-
Halseingeweide	0,48	3363	1006	-
Mediastinum	0,47	3375	1033	-
Lunge	0,28	3520	560	-
Oberbauchorgane	0,48	3730	1080	-
Magen-Darm-Trakt	0,46	3346	933	-
Nierenlager	0,39	3158	1026	-
Retroperitoneum	0,51	3800	1085	-
Beckenorgane	0,49	3350	1008	-

[0037] Basierend auf der Wärmeleitungsgleichung

$$c\rho \dot{T} - \lambda \Delta T = \dot{q}$$

wird nun die Temperaturänderung in dem aus den Volumenelementen 12 gebildeten Modellkörper 10 durch ein geeignetes numerisches Verfahren bestimmt. Zu diesem Zweck wird die partielle Wärmeleitungsgleichung durch ein numerisches Verfahren gelöst, wobei die zuvor angegebenen thermodynamischen Eigenschaften, die thermische Konduktivität, die spezifische Wärmekapazität und die Massendichte, die innere Leistung zum Todeszeitpunkt und die Abfallrate der inneren Leistung sowie gegebenenfalls auch die Emissivität als Parameter der Wärmeleitungsgleichung verwendet werden. Darüber hinaus werden Randbedingungen für die Lösung der Wärmeleitungsgleichung vorgegeben, wie die Gestalt des Modellkörpers 10, die Temperaturverteilung im Modellkörper 10 zu Beginn der Auswertung und die Umgebungstemperatur.

[0038] In der nachfolgenden Tabelle 3 sind die verschiedenen Anfangstemperaturen für die verschiedenen Gliedmaßen, für den Kopf, den Hals und den Rumpf vorgegeben, die zu einem angenommenen theoretischen Todeszeitpunkt $t = 0$ als Anfangstemperaturniveau bzw. Anfangstemperaturfeld im Modellkörper 10 vorgegeben werden.

Tabelle 3:

Anfangstemperaturfeld im Modellkörper 10		
Knoten ,set'	Anzahl der Knoten	Temperatur [°C]
Kopf _{aussen}	355	35
Kopf _{mitte}	254	36
Kopf _{innen}	450	37,2
Hals _{aussen}	60	35
Hals _{mitte}	45	36
Hals _{innen}	60	37,2
Rumpf _{aussen}	816	35

Tabelle 3: (fortgesetzt)

Anfangstemperaturfeld im Modellkörper 10		
Knoten ,set'	Anzahl der Knoten	Temperatur [°C]
<i>Rumpf_{mitte}</i>	854	36
<i>Rumpf_{innen}</i>	1873	37,2
<i>Arm_{ausßen}¹ / Arm_{innen}¹</i>	60 / 139	35 / 36
<i>Arm_{ausßen}² / Arm_{innen}²</i>	36 / 132	34 / 35
<i>Arm_{ausßen}³ / Arm_{innen}³</i>	64 / 132	33 / 34
<i>Arm_{ausßen}⁴ / Arm_{innen}⁴</i>	64 / 132	32 / 33
<i>Arm_{ausßen}⁵ / Arm_{innen}⁵</i>	64 / 132	31 / 32
<i>Arm_{ausßen}⁶ / Arm_{innen}⁶</i>	64 / 132	30 / 31
<i>Arm_{ausßen}⁷ / Arm_{innen}⁷</i>	64 / 132	29 / 30
<i>Arm_{ausßen}⁸ / Arm_{innen}⁸</i>	64 / 132	28 / 29
<i>Arm_{ausßen}⁹ / Arm_{innen}⁹</i>	33 / 33	27 / 28
<i>Bein_{ausßen}¹ / Bein_{innen}¹</i>	107 / 345	35 / 36
<i>Bein_{ausßen}² / Bein_{innen}²</i>	128 / 324	34 / 35
<i>Bein_{ausßen}³ / Bein_{innen}³</i>	128 / 324	33 / 34
<i>Bein_{ausßen}⁴ / Bein_{innen}⁴</i>	128 / 324	32 / 33
<i>Bein_{ausßen}⁵ / Bein_{innen}⁵</i>	128 / 324	31 / 32
<i>Bein_{ausßen}⁶ / Bein_{innen}⁶</i>	128 / 324	30 / 31
<i>Bein_{ausßen}⁷ / Bein_{innen}⁷</i>	128 / 324	29 / 30
<i>Bein_{ausßen}⁸ / Bein_{innen}⁸</i>	128 / 324	28 / 29
<i>Bein_{ausßen}⁹ / Bein_{innen}⁹</i>	81 / 81	27 / 28

[0039] Diese Temperaturwerte können gegebenenfalls erhöht oder verringert werden, wenn bekannt ist, dass der zu begutachtende Mensch beispielsweise vor seinem Tod an Unterkühlung litt oder an einer schweren Infektion mit Fieber erkrankt war. In Fig. 10 ist der Modellkörper 10 mit diesem Anfangstemperaturfeld zum Zeitpunkt $t = 0$ dargestellt. Bei der Bestimmung der Temperaturänderung durch das numerische Verfahren wird nun die theoretische Temperaturänderung des Modellkörpers über das Volumen des Modellkörpers und/oder über die Zeit berechnet. Bei der Bestimmung dieser theoretischen Temperaturänderung des Modellkörpers über die Zeit werden zusätzlich weitere Randbedingungen mitberücksichtigt, nämlich der Konvektionskoeffizient und die Emmissivität, so dass die durch die Wärme des Modellkörpers verursachte freie Konvektion und Strahlungsabgabe bzw. -aufnahme mitberücksichtigt werden kann.

[0040] Dieser Wärmeverlust Q , der durch die Konvektion auftritt, wird durch die folgende Gleichung

$$Q = h_c \cdot (T_S - T_E)$$

berechnet, wobei h_c der Konvektionskoeffizient, T_S die Oberflächentemperatur und T_E die Umgebungstemperatur sind. Der Konvektionskoeffizient h_c liegt bei freier Konvektion bei $3,3 \text{ W/m}^2$. Der Konvektionskoeffizient h_c kann gegebenenfalls, wenn bekannt war, dass an dem Leichenfundort beispielsweise Bodenwind herrschte, entsprechend erhöht werden. Des Weiteren werden bei der Bestimmung des durch Konvektion auftretenden Wärmeverlustes Q auch die Temperatur und die konvektive Wärmeabgabe der Wanne 14 mitberücksichtigt.

[0041] Neben der Konvektion wird auch die Wärmestrahlung des Modellkörpers und der unmittelbaren Umgebung (Wanne 14) mitberücksichtigt, indem die Emmissivität ϵ der Haut 18 bzw. der Wanne 14 in die Bestimmung der theoretischen Temperaturänderung des Modellkörpers 10 einbezogen wird.

[0042] Eine weitere Randbedingung, die bei der Bestimmung der theoretischen Temperaturänderung einbezogen

EP 1 221 297 A1

wird, ist die postmortale Wärmeproduktion des Organismus unmittelbar nach dem Tod des Organismus. Hierzu wird eine postmortale innere Wärmeleistung P bezogen auf die Zeit nach der folgenden Gleichung berechnet.

$$P(t) = P_0 \cdot \exp(-\alpha \cdot t)$$

[0043] Dabei definiert P die postmortale innere Wärmeleistung, P_0 den Anfangswert der inneren Leistung und α die Abfallrate der inneren Leistung. Der Anfangswert der inneren Leistung entspricht bei dem verwendeten Modell dem Grundumsatz eines Menschen, wobei der Grundumsatz gegebenenfalls in Abhängigkeit vom Alter des Menschen, von dessen Körperkonstitution oder dessen Größe variiert werden kann. Darüber hinaus wird der Gesamtgrundumsatz prozentual auf verschiedene Bereiche des Körpers aufgeteilt, wie die Tabelle 4 zeigt.

Tabelle 4:

Prozentuale Verteilung der postmortalen inneren Wärmeleistung im Modellkörper 10.			
Innere Anfangsleistung P_0	Kompartiment	Elementsets	Anzahl der Elemente
60 %	Rumpfkern	Lunge Mediastinum (Ober)Bauch MDT Nierenlager Becken(organe)	765
18 %	Muskulatur	Muskulatur Retroperitoneum	2066
17 %	Gehirn	Hirn	174
5 %	Bindegewebe Skelett	Gesicht(sweichteile) Hals(eingeweide) Knochen	785

[0044] Als Abfallsrate α wird ein Wert von $0,0000770164 \text{ s}^{-1}$ angesetzt, der einer Halbwertszeit von etwa 2,5 Stunden entspricht. Der sich aus der zuvor beschriebenen Gleichung ergebende Verlauf der postmortalen inneren Wärmeleistung des Rumpfkernes als Funktion der Zeit ist in Fig. 11 gezeigt. Hierbei ist zu erkennen, dass die innere Wärmeleistung exponentiell abfällt und nach etwa 24 Stunden bei 0 angelangt ist.

[0045] Ausgehend von diesen verschiedenen Anfangs- und Randbedingungen wird nun die Temperaturänderung des Modellkörpers 10 bestimmt. Hierbei werden kontinuierlich Momentaufnahmen des jeweiligen Temperaturzustandes des Modellkörpers 10 durch das numerische Verfahren ermittelt. In den Fig. 12 bis 14 sind Temperaturverteilungen des Modellkörpers 10 zu unterschiedlichen Zeitpunkten dargestellt, wobei helle Bereiche hohe Temperaturen und dunkle Bereiche niedrige Temperaturen angeben. So zeigt Fig. 12 die Temperaturverteilung des Modellkörpers 10 nach einer Abkühlzeit von etwa 2 Stunden, während Fig. 13 die Temperaturverteilung nach 7 Stunden Abkühlzeit und Fig. 14 die Temperaturverteilung nach 32 Stunden Abkühlzeit darstellt.

[0046] Basierend auf diesen Temperaturfeldern wird an einer definierten Stelle des Modellkörpers 10 die theoretische Temperaturänderung des Modellkörpers 10 erfasst und aufgenommen. Die Position dieser Messstelle 44 beim Modellkörper 10 entspricht in seiner Lage dem Rektalmesspunkt beim Menschen. Diese Messstelle 44 wird deshalb am Modellkörper 10 gewählt, um zu einem späteren Zeitpunkt aus der aufgenommenen theoretischen Temperaturänderung auf den Todeszeitpunkt zurückschließen zu können, da üblicherweise bei Leichenfunden oder Todesfällen aus Einfachheitsgründen die Rektaltemperatur gemessen wird. Prinzipiell wären aber auch andere und/oder mehrere Messorte vorstellbar und nutzbar.

[0047] In den Fig. 16 bis 22 sind nun verschiedene Abkühlkurven in einem Temperatur-Zeit-Diagramm dargestellt, die an dieser Messstelle 44 aufgenommen worden sind.

[0048] So zeigt Fig. 16 eine Abkühlkurve 46 des Modellkörpers 10 bei einer Umgebungstemperatur T_E von 18°C . Die in Fig. 17 gezeigte Abkühlkurve 48 wurde bei einer Umgebungstemperatur T_E von 8°C bestimmt.

[0049] Wie durch Vergleich der Abkühlkurven 46 und 48 in den Fig. 16 und 17 erkennbar ist, fällt die Abkühlkurve

48 bei einer Umgebungstemperatur von 8°C deutlich schneller ab als die Abkühlkurve 46 bei einer Umgebungstemperatur von 18°C.

[0050] Bei den beiden in den Figuren 18 und 19 gezeigten Abkühlkurven 50 und 52 wurde eine Umgebungstemperatur T_E von jeweils 13°C vorgegeben. Bei diesen Abkühlkurven 50 und 52 unterscheidet sich der Verlauf jedoch durch die vorgegebene Körpermasse des Modellkörpers 10 sowie die Körpergrösse. So betrifft die Abkühlkurve 50 in Fig. 18 einen Modellkörper 10 mit einem Körpergewicht von 61 kg und einer Körperlänge von 160 cm. Die in Fig. 19 gezeigte Abkühlkurve 52 betrifft dagegen einen Modellkörper 10 mit einem Körpergewicht von 103 kg und einer Körpergrösse von 190 cm.

[0051] Die beiden in den Figuren 18 und 19 gezeigten Abkühlkurven 50 und 52 belegen, dass der Modellkörper 10 mit größerer Masse weniger schnell abkühlt, als der Modellkörper 10 mit kleinerer Masse.

[0052] In den Figuren 20 und 21 ist der Einfluss sprunghafter Änderungen der Umgebungstemperatur auf die theoretische Temperaturänderung im Modellkörper 10 gezeigt. So zeigt Fig. 20 zwei Abkühlkurven 54 und 56 des Modellkörpers 10, wobei die Abkühlkurve 54 bei einer konstanten Umgebungstemperatur T_E von 13°C ermittelt worden ist, während die Abkühlkurve 56 bei einer sprunghaften Temperaturänderung der Umgebungstemperatur T_E von 8°C auf 18°C nach 16 Stunden zeigt. Die entsprechenden Temperaturverläufe sind in Fig. 21 dargestellt.

[0053] In den Figuren 22 bis 25 ist der Modellkörper 10 liegend auf der Wanne 14 dargestellt, wobei im Abstand von einem Meter zum Modellkörper 10 ein Wärmestrahler 58 angeordnet ist. Der Wärmestrahler 58 erzeugt eine konstante Strahlungstemperatur von 800°C, die einen Strahlungstransfer unmittelbar auf die Oberfläche des Modellkörpers 10 bewirkt. Durch diesen Wärmestrahler 58 soll beispielsweise ein benachbart zum Leichnam angeordneter Heizstrahler simuliert werden.

[0054] Wie den Temperaturniveaus in den Figuren 22 bis 25 zu entnehmen ist, wird die Oberfläche des Modellkörpers 10 durch den Wärmestrahler aufgewärmt, während der Modellkörper 10 von der Wanne 14 her langsam auskühlt. Auch hier wurden Temperaturfelder zu unterschiedlichen Zeitpunkten bestimmt, so zeigt Fig. 22 den Modellkörper 10 zum Zeitpunkt $t = 0$, Fig. 23 den Modellkörper 10 zum Zeitpunkt $t = 2$ Stunden, Fig. 24 den Modellkörper 10 zum Zeitpunkt $t = 7$ Stunden und schließlich Fig. 25 den Modellkörper 10 zum Zeitpunkt $t = 32$ Stunden.

[0055] In Fig. 26 ist nun in einem Temperatur-Zeit-Diagramm der Verlauf einer Abkühlkurve 60 bei konstanter Umgebungstemperatur T_E von 13°C aufgezeichnet. Die Abkühlkurve 62 zeigt dagegen die theoretische Temperaturänderung des Modellkörpers 10, die bei einer Umgebungstemperatur T_E von 13°C auftritt, wenn gleichzeitig der Wärmestrahler 58 eine entsprechende Wärmestrahlung auf den Modellkörper 10 aussendet. Wie ein Vergleich der beiden Abkühlkurven 60 und 62 zeigt, verläuft die theoretische Temperaturänderung des Modellkörpers 10 bei Einwirkung der Wärmestrahlung im Vergleich zur Abkühlkurve 60 flacher, wodurch ersichtlich ist, dass der Modellkörper 10 durch die von der Wärmestrahlung verursachten Erwärmung weniger schnell auskühlt.

[0056] Auf der Grundlage dieser ermittelten Abkühlkurven ist es nun möglich, den tatsächlichen Todeszeitpunkt eines Menschen verglichen mit den bisher verwendeten Verfahren genauer und umfassender zu bestimmen.

[0057] So wird beispielsweise bei einem Leichenfund sowohl die Lage als auch die Position der Leiche festgehalten und mit Hilfe des Modellkörpers 10 und einer Modellumgebung als Basismodell generiert. Bei den dargestellten Ausführungsbeispielen wurde als Modellumgebung die Wanne 14 verwendet. Selbstverständlich kann anstelle der Wanne 14 eine entsprechend andersgestaltete Umgebung, beispielsweise ein Steinboden, Gras, Unterholz oder ähnliches realisiert werden, indem den Volumenelementen dieser Modellumgebung die entsprechenden thermodynamischen Eigenschaften zugeordnet werden. Darüber hinaus können Kleidungsstücke des Opfers, die unmittelbar am Körper anliegen und dessen Temperaturverhalten beeinflussen, aus den Volumenelementen 12 generiert werden. Anschließend kann der Modellkörper 10 in die entsprechende Lage positioniert werden, wobei der Modellkörper entsprechend den Körperproportionen, dem Gewicht und der Körpergrösse modelliert wird. Darüber hinaus können, wie zuvor bereits erläutert wurde, Konvektion, Konduktion, Wärmestrahlung und ähnliches mit in das Modellsystem eingegeben werden. Die Umgebungstemperatur kann zeitvariabel eingegeben werden. Außerdem können verschiedene Lagerungsphasen - wie z.B. bei einem Versuch der Leichenbeseitigung, beispielsweise durch Transport vom Tatort zum Ablageort, simuliert werden, indem das Temperaturfeld am Ende der einen Phase als Anfangstemperaturfeld der nächsten Phase berücksichtigt wird.

[0058] Nach Durchführung des numerischen Auswertungsverfahrens wird auf Grundlage dieser vorgegebenen Anfangs- und Randbedingungen an der die Rektalmeßstelle definierenden Meßstelle 44 eine entsprechende Abkühlkurve ermittelt, wie sie beispielsweise in einer der Figuren 16 bis 20 oder 22 bis 26 dargestellt ist. Mit dem Verfahren können auch Abkühlkurven an beliebigen anderen Lokalisationen aufgenommen und mit entsprechenden Messungen abgeglichen werden.

[0059] Sobald die Abkühlkurve bestimmt worden ist, wird in diese wenigstens eine tatsächlich gemessene Rektaltemperatur des Leichnams eingesetzt, wobei dann der dem gemessenen Temperaturwert in der theoretischen Temperaturänderung zugeordnete theoretische Meßzeitpunkt als tatsächlicher Meßzeitpunkt definiert wird. Da aus der Abkühlkurve und dem theoretischen Meßzeitpunkt auch der theoretische Todeszeitpunkt bekannt ist, der dem Nullpunkt zum Zeitpunkt $t = 0$ im Temperatur-Zeit-Diagramm entspricht, wird der theoretische Todeszeitpunkt als tatsächlicher

Todeszeitpunkt definiert.

[0060] Mit dem erfindungsgemäßen Verfahren ist es also möglich, auf unterschiedlichste Anfangs- und Randbedingungen einzugehen, so dass eine sehr genaue und für verschiedenste Umgebungsbedingungen gültige Bestimmung der Abkühlgeschwindigkeit möglich ist.

Patentansprüche

1. Verfahren zur individuellen Bestimmung des Todeszeitpunktes eines biologischen Organismus, insbesondere eines Menschen, wobei bei dem Verfahren

- eine von einem Anfangstemperaturniveau ausgehende, theoretische zeitliche Temperaturänderung (46-56, 60, 62) des Organismus vorgegeben wird, deren Anfangszeitpunkt einen theoretischen Todeszeitpunkt des Organismus definiert, und
- mindestens ein am Organismus nach dessen Ableben gemessener Temperaturwert mit der theoretischen Temperaturänderung (46-56, 60, 62) verglichen wird, wobei der dem gemessenen Temperaturwert in der theoretischen Temperaturänderung (46-46, 60, 62) zugeordnete theoretische Messzeitpunkt als tatsächlicher Messzeitpunkt der Temperaturmessung und der sich aus dem theoretischen Messzeitpunkt ergebende theoretische Todeszeitpunkt als tatsächlicher Todeszeitpunkt definiert wird,

dadurch gekennzeichnet,

- **dass** ein Modellkörper (10) des Organismus aus einer Vielzahl von Volumenelementen (12) generiert wird,
- **dass** zumindest einem Teil der Volumenelemente (12) jeweils wenigstens eine definierte thermodynamische Eigenschaft des Organismus zugeordnet wird,
- **dass** zumindest teilweise der Einzelwärmefluss zwischen benachbart zueinander angeordneten Volumenelementen (12) ermittelt wird,
- **dass** basierend auf den thermodynamischen Eigenschaften der Volumenelemente (12) und basierend zumindest auf einem Teil der ermittelten Einzelwärmeflüsse zwischen den Volumenelementen (12) als Gesamtwärmefluss die Wärmeaufnahme und die Wärmeabgabe des Modellkörpers (10) bezogen auf die Zeit bestimmt wird und
- **dass** auf Grundlage des Gesamtwärmeflusses die theoretische zeitliche Temperaturänderung (46-56, 60, 62) des Organismus bestimmt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,

- **dass** zumindest teilweise eine unmittelbare Modellumgebung (14) des Modellkörpers (10) aus Volumenelementen generiert wird,
- **dass** wenigstens einem Teil der Volumenelemente (12) der Modellumgebung (14) wenigstens eine definierte thermodynamische Eigenschaft der tatsächlichen Umgebung des Organismus zugeordnet wird,
- **dass** zumindest teilweise sowohl unter den Volumenelementen (12) der Modellumgebung (14) als auch zwischen den Volumenelementen (12) der Modellumgebung (14) und den Volumenelementen (12) des Modellkörpers (10) Einzelwärmeflüsse bestimmt werden und
- **dass** der Gesamtwärmefluss aus den thermodynamischen Eigenschaften der Volumenelemente (12) des Modellkörpers (10) und der Volumenelemente (12) der Modellumgebung (14) sowie aus den Einzelwärmeflüssen zwischen den Volumenelementen (12) des Modellkörpers (10) und der Modellumgebung (14) bestimmt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2,
dadurch gekennzeichnet,

dass den Volumenelementen (12) des Modellkörpers (10) als thermodynamische Eigenschaften die thermische Konduktivität, die spezifische Wärmekapazität und/oder die Massendichte zumindest eines Gewebetyps des Gewebes des Organismus und/oder den Volumenelementen (12) der Modellumgebung (14) die thermische Konduktivität, die spezifische Wärmekapazität und/oder die Massendichte der die Umgebung bildenden Materialien zugeordnet werden.

4. Verfahren nach Anspruch 1, 2 oder 3,

dadurch gekennzeichnet,

dass den die Oberfläche des Modellkörpers (10) begrenzenden Volumenelementen (12) als eine weitere thermodynamische Eigenschaft die Emissivität zugeordnet wird.

- 5 5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4,
dadurch gekennzeichnet,

- **dass** der Modellkörper (10) in mehrere, Körperkompartimente (16) definierende Gruppen (18-42) von Volumenelementen (12) untergliedert wird und
- 10 - **dass** jeder Gruppe (18-42) von Volumenelementen (12) mindestens eine definierte thermodynamische Eigenschaft eines bestimmten Gewebetyps des Organismus zugeordnet wird.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5,
dadurch gekennzeichnet,

15 **dass** bei der Bestimmung des Gesamtwärmetransfers die am Modellkörper (12) auftretende Konvektion, Konduktion und/oder Strahlung mitberücksichtigt wird.

7. Verfahren nach Anspruch 6,
dadurch gekennzeichnet,

20 **dass** zur Berücksichtigung der Konvektion der Wärmeverlust Q durch die nachfolgende Gleichung

$$Q = h_C \cdot (T_S - T_E)$$

25 berechnet wird, wobei h_C der Konvektionskoeffizient, T_S die Oberflächentemperatur und T_E die Umgebungstemperatur sind, und dass der Konvektionskoeffizient h_C in einem Bereich von etwa 3,0 bis 3,6 W/m², vorzugsweise bei 3,3 W/m² liegt, wenn ausschließlich freie Konvektion auftritt.

8. Verfahren nach Anspruch 7,
dadurch gekennzeichnet,

30 **dass** der Konvektionskoeffizient h_C entsprechend der an der Oberfläche des Organismus aufgetretenen Strömungsbedingungen beim Modellkörper (10) und/oder bei der Umgebung (14) variiert wird.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8,
dadurch gekennzeichnet,

- **dass** bei der Bestimmung des Gesamtwärmetransfers eine postmortale Wärmeproduktion des Organismus mitberücksichtigt wird, wobei die anfängliche innere postmortale Wärmeproduktion des Organismus vorzugsweise der Höhe des Grundumsatzes des Organismus unmittelbar vor dessen Tod entspricht und
- 40 - **dass** die postmortale Wärmeproduktion ausgehend vom theoretischen Todeszeitpunkt linear oder exponentiell abnimmt.

10. Verfahren nach Anspruch 9,
dadurch gekennzeichnet,

45 **dass** die innere postmortale Wärmeproduktion entsprechend der Funktion

$$P(t) = P_0 \cdot \exp(-\alpha \cdot t)$$

50 bestimmt wird, wobei P die postmortale innere Wärmeleistung, P_0 den Anfangswert der inneren Leistung und α die Abfallrate der inneren Leistung definiert und die Abfallrate α vorzugsweise einen Wert in einem Bereich von 0,00002 s⁻¹ bis 0,00020 s⁻¹, besonders bevorzugt einen Wert von 0,000077 s⁻¹ aufweist.

11. Verfahren nach Anspruch 9 oder 10,
dadurch gekennzeichnet,

- **dass** die innere Wärmeproduktion prozentual auf mehrere, Körperkompartimente (16) des Organismus bildende Gruppen (18-42) von Volumenelementen unterschiedlich verteilt wird und

- **dass**, wenn der Todeszeitpunkt eines Menschen mit dem Verfahren bestimmt wird, 55 bis 65 % des Grundumsatzes des Menschen auf den Rumpfkern, 16 bis 20 % des Grundumsatzes auf die Muskulatur, 15 bis 19 % des Grundumsatzes auf das Gehirn und 4 bis 6 % des Grundumsatzes auf die Knochen und das Bindegewebe des Menschen entfallen.

5

12. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
dass bei der Bestimmung des Gesamtwärmetransfers auch sich über den Zeitablauf verändernde Umgebungstemperaturen mitberücksichtigt werden.

10

13. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
dass eine externe Einstrahlung mitberücksichtigt wird.

15

14. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
dass verschiedene aufeinanderfolgende Lagerungsphasen mit unterschiedlichen Umgebungsbedingungen erfasst werden, indem das ermittelte Temperaturfeld am Ende der einen Phase als Anfangstemperaturfeld für die nächstfolgende Phase verwendet wird.

20

15. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche
dadurch gekennzeichnet,
dass der Modellkörper (10) in seiner Gestalt, in seinen Proportionen, in seiner Haltung und/oder in seiner Lage zumindest annähernd entsprechend der Gestalt, den Proportionen, der Haltung und/oder der Lage des zu begutachtenden Organismus generiert wird.

25

16. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,

30

- **dass** das Verfahren zur Bestimmung des Todeszeitpunktes eines Menschen verwendet wird,
- **dass** zum Vergleich mit der theoretischen Temperaturänderung (46-56, 60, 62) des Modellkörpers (10) die Rektaltemperatur oder Temperaturen an anderen Messorten des verstorbenen Menschen gemessen werden und
- **dass** der in Form eines Menschen generierte Modellkörper (10) ein Volumenelement aufweist, das entsprechend seiner Lage im Modellkörper (10) als Vergleichsmesspunkt (44) für die Rektaltemperatur oder Temperaturen an anderen Messorten verwendet wird, wobei die theoretische Temperaturänderung (46-56, 60, 62) an diesem Volumenelement zur Bestimmung des Todeszeitpunktes mit der gemessenen Rektaltemperatur verglichen wird.

35

40

17. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,

45

- **dass** die den Gesamtwärmetransfer des Modellkörpers (10) beschreibende partielle Wärmeleitungsdifferentialgleichung mit Hilfe eines numerischen Verfahrens gelöst wird, wobei die thermodynamischen Eigenschaften als Parameter in die Wärmeleitungsdifferentialgleichung eingesetzt werden, und
- **dass** bei der numerischen Lösung der partiellen Wärmeleitungsdifferentialgleichung das Anfangstemperaturniveau als Anfangsbedingung und eine Umgebungstemperatur als Randbedingungen vorgegeben werden.

50

55

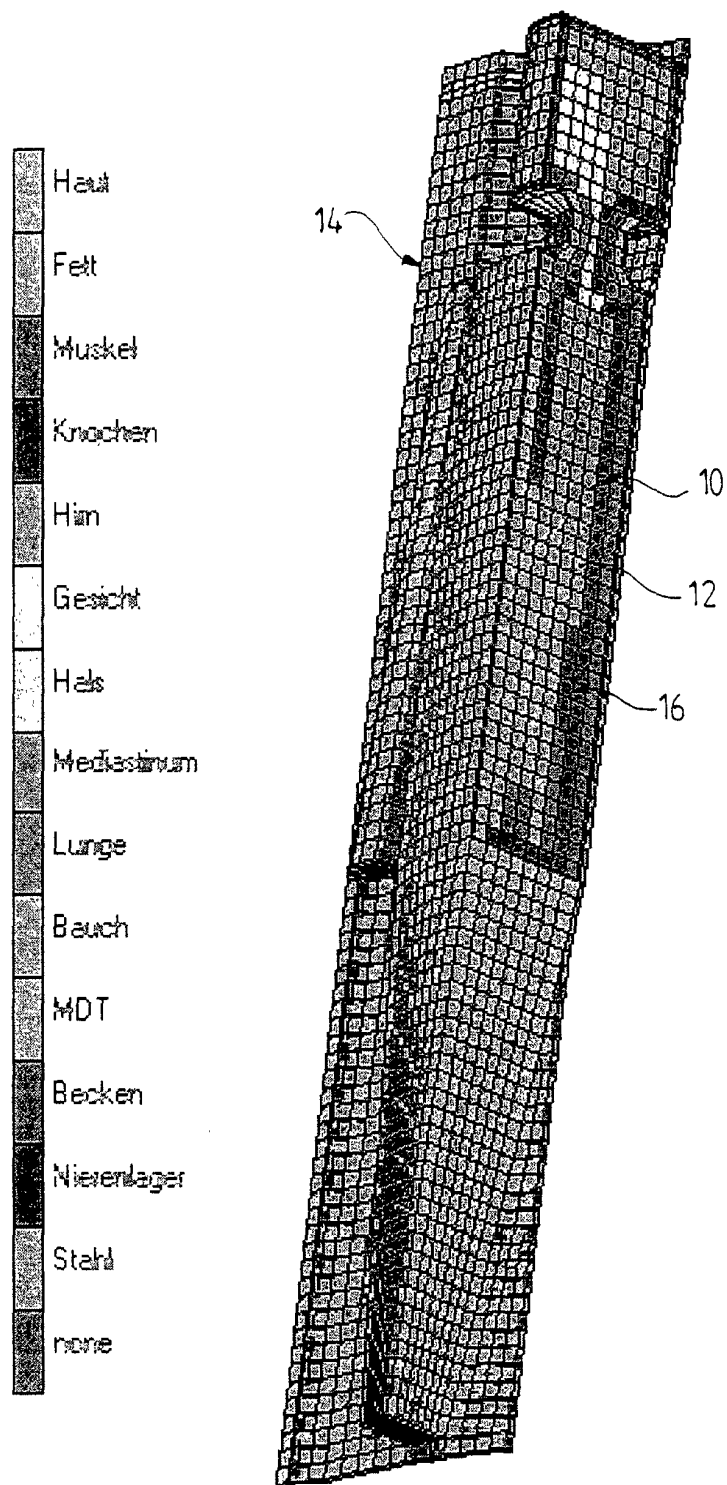


Fig.1

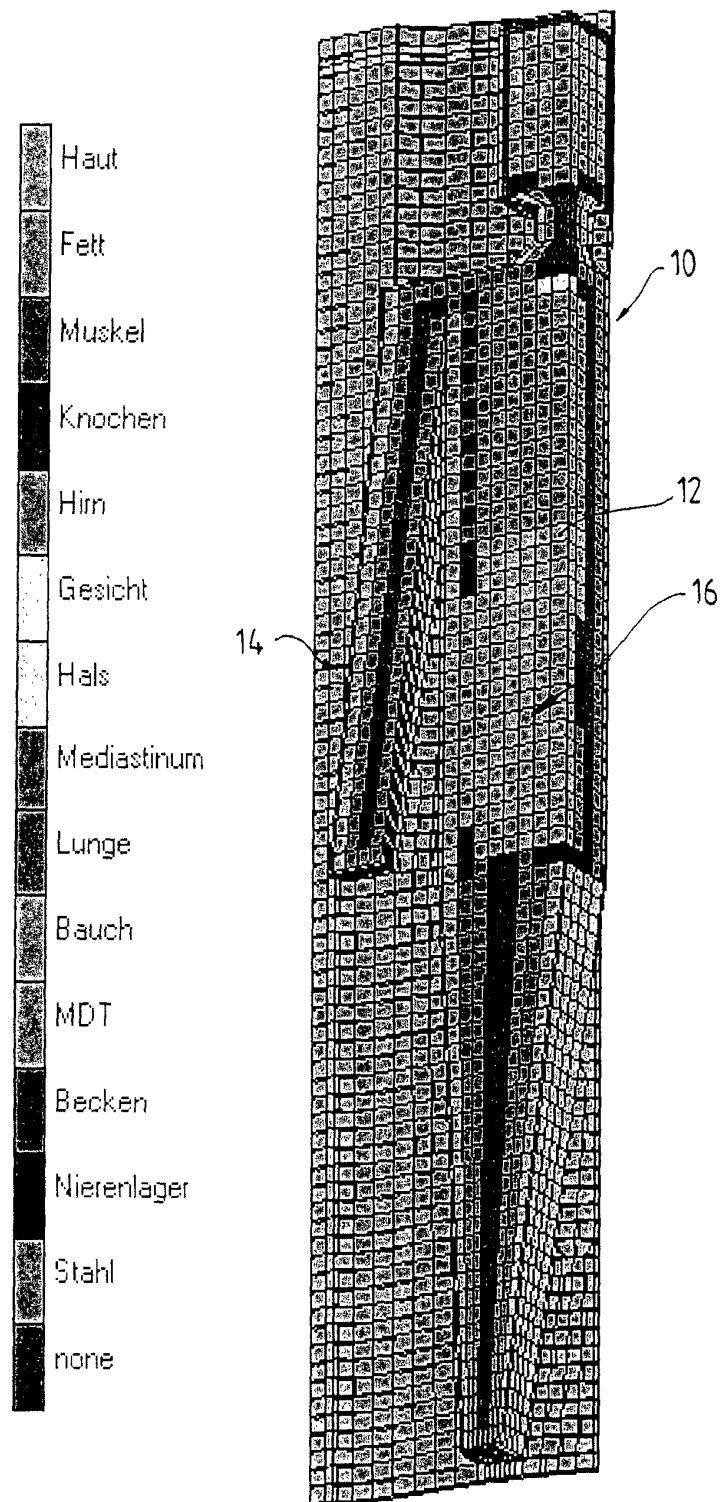


Fig.2

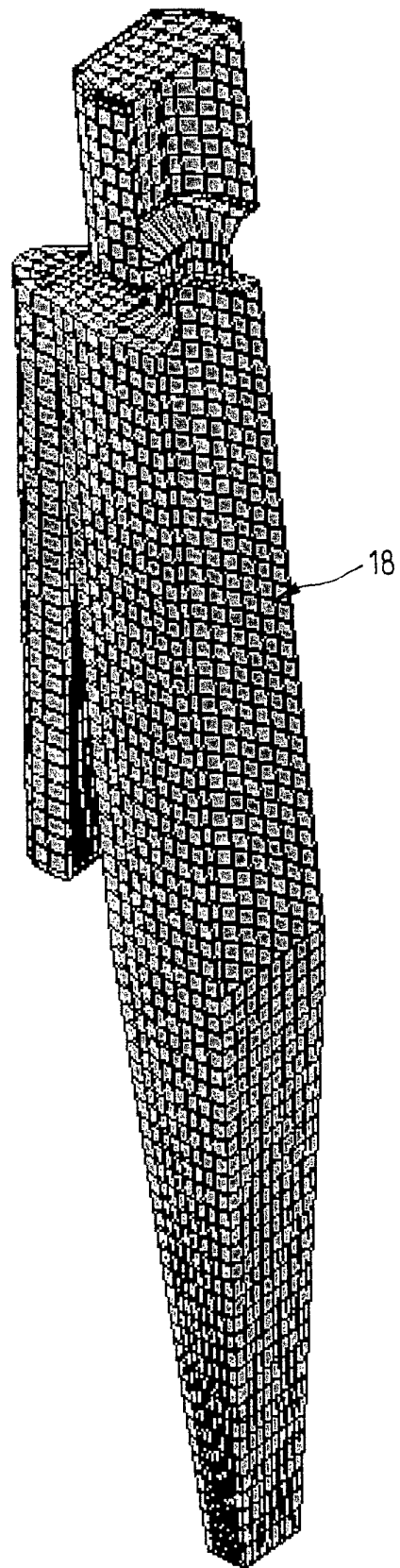


Fig. 3

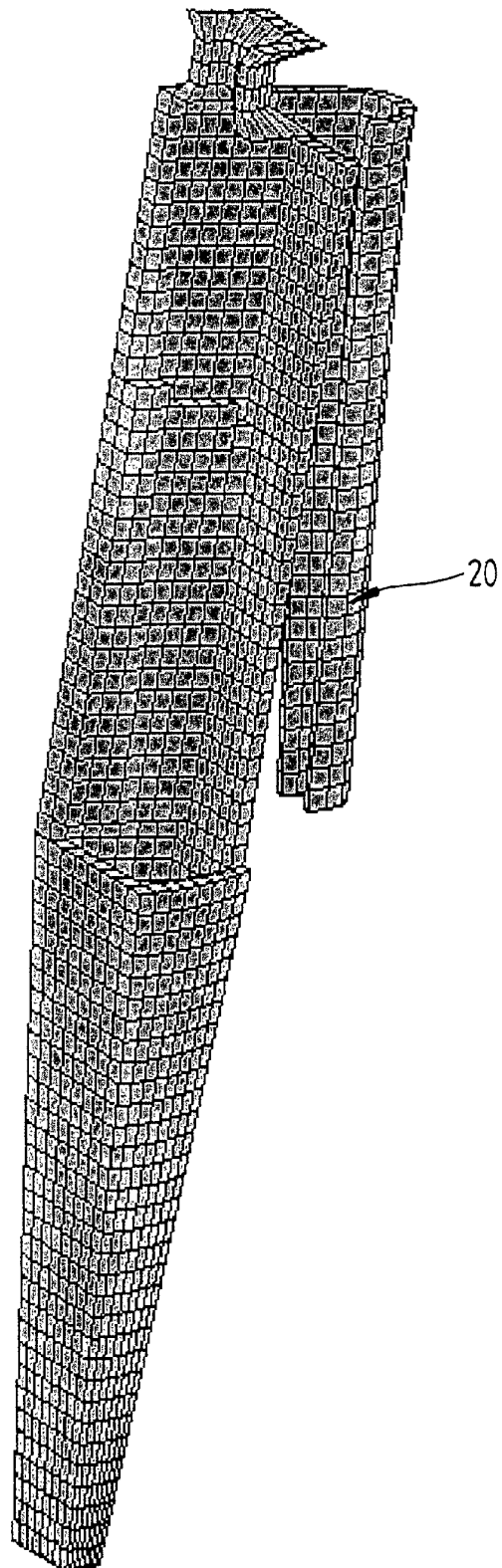


Fig.4

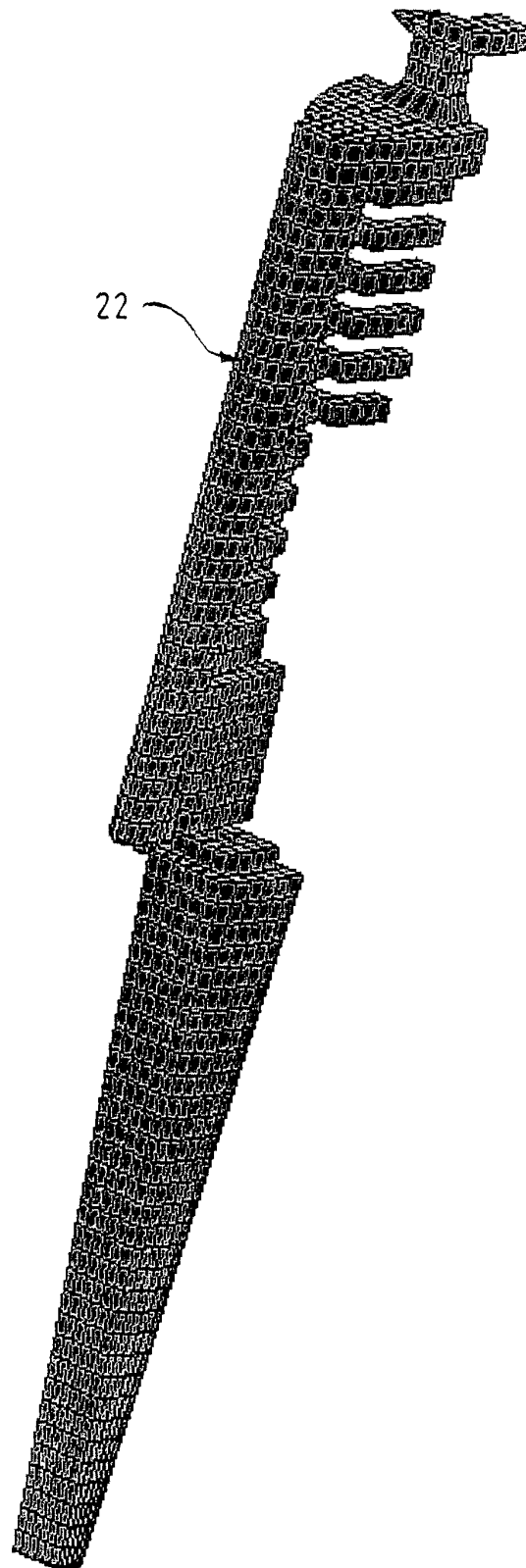


Fig. 5

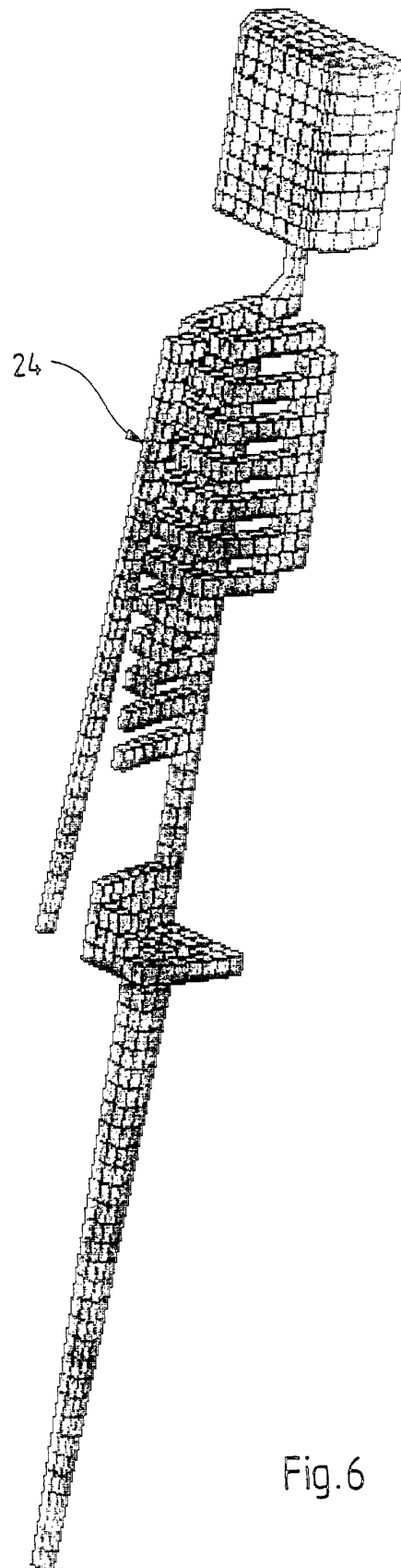


Fig.6

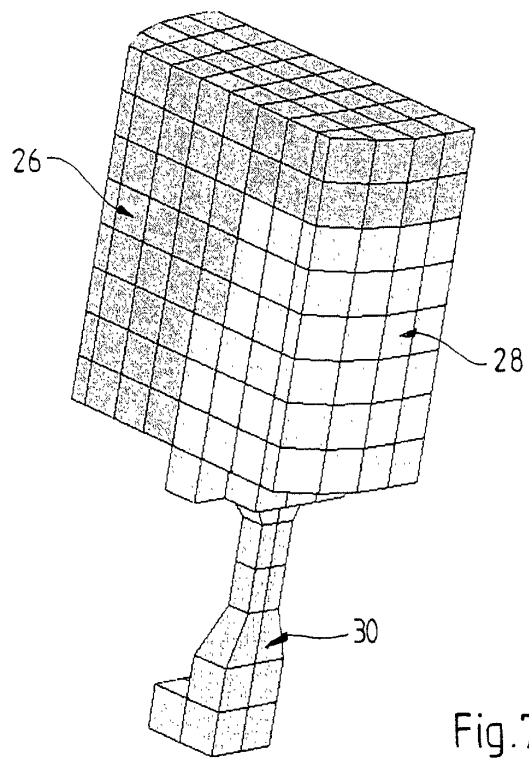


Fig.7

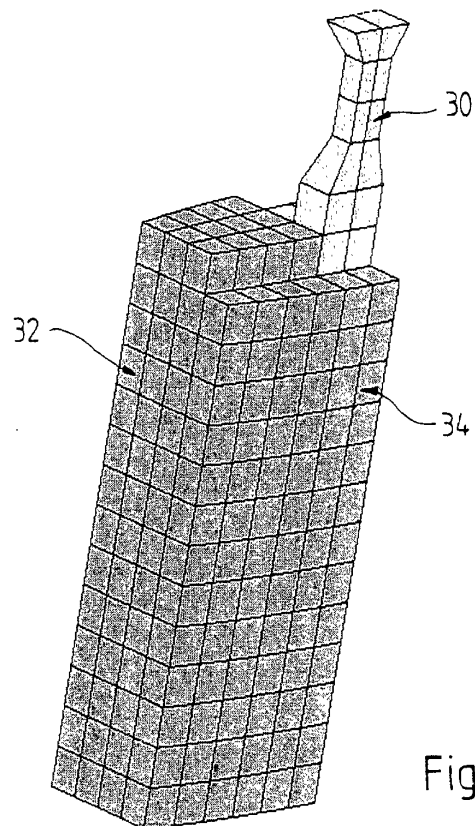


Fig.8

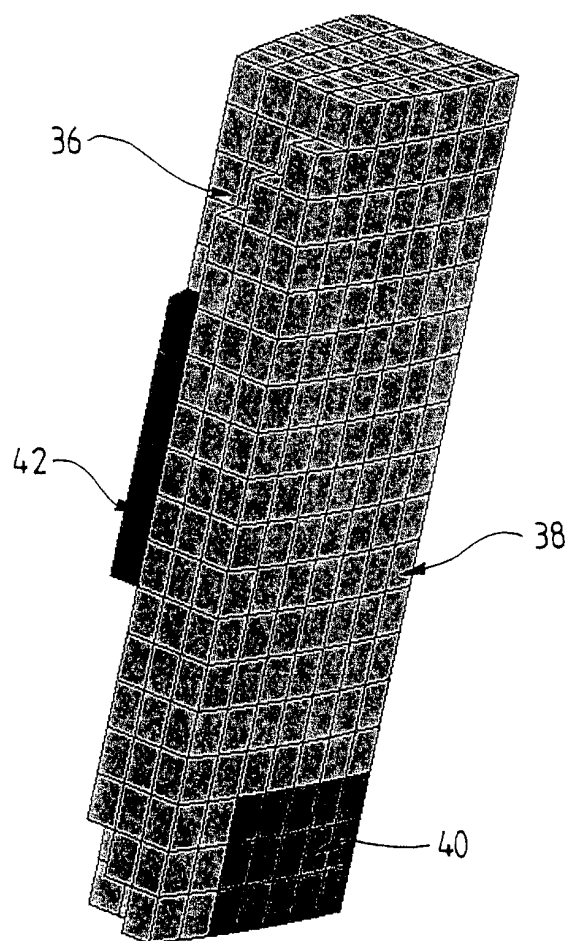


Fig.9

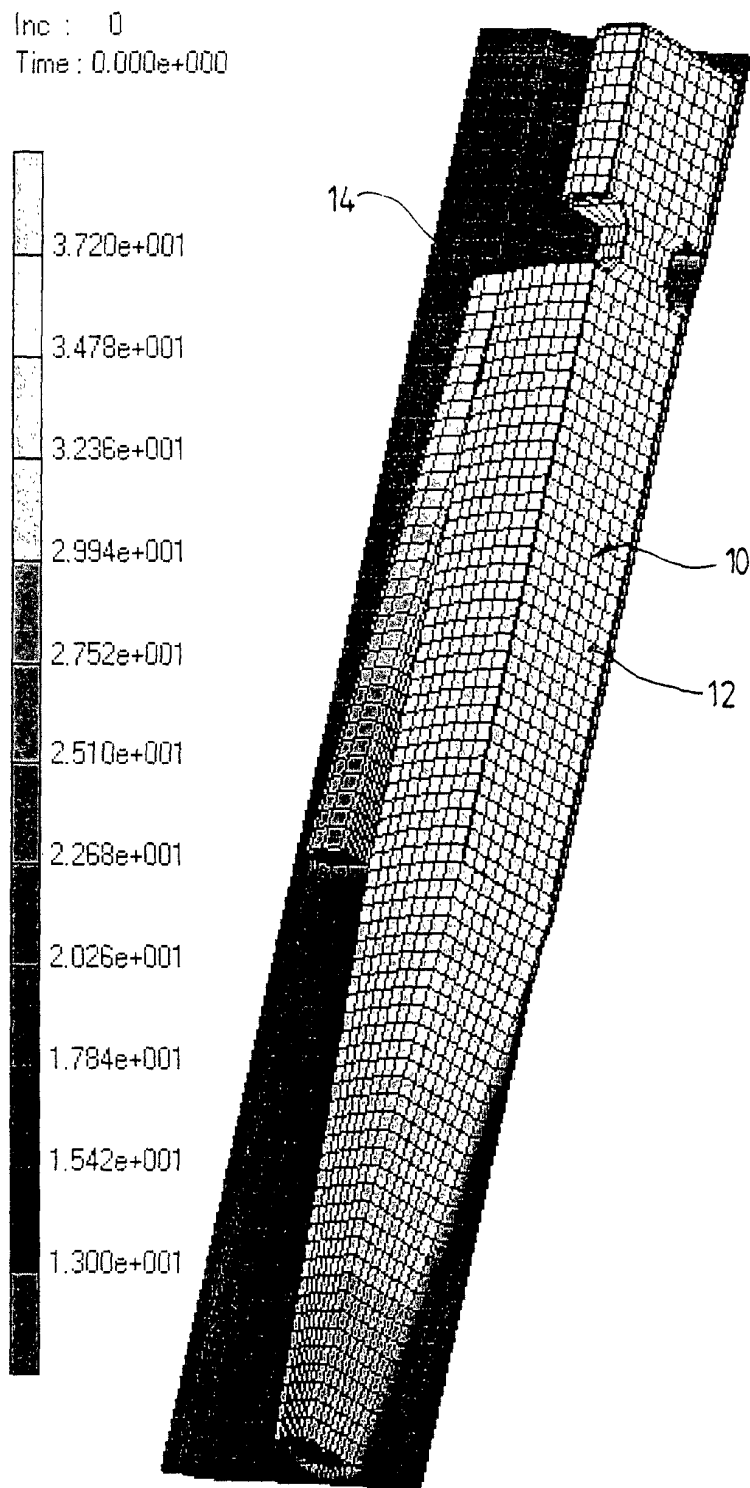


Fig.10

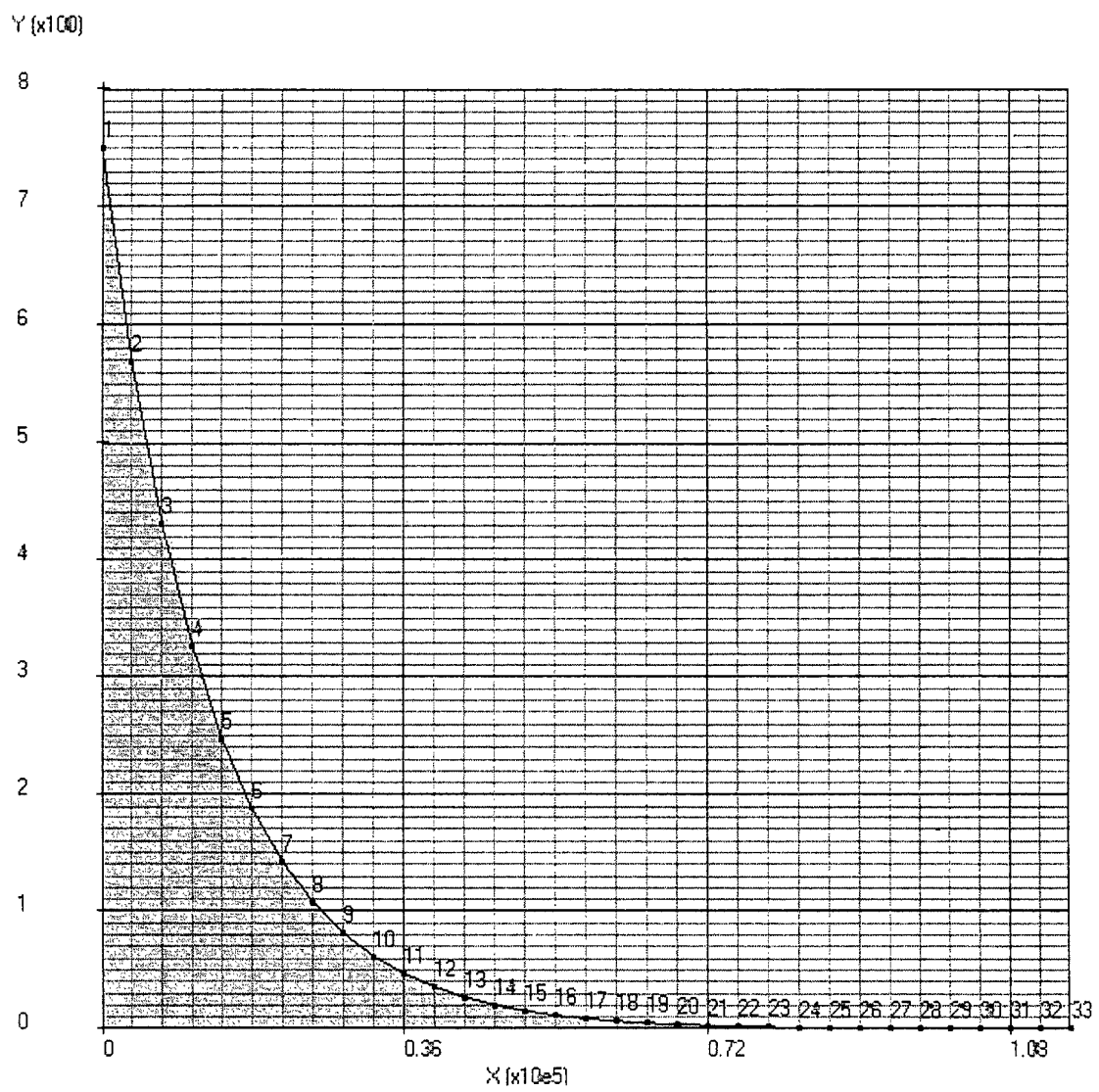
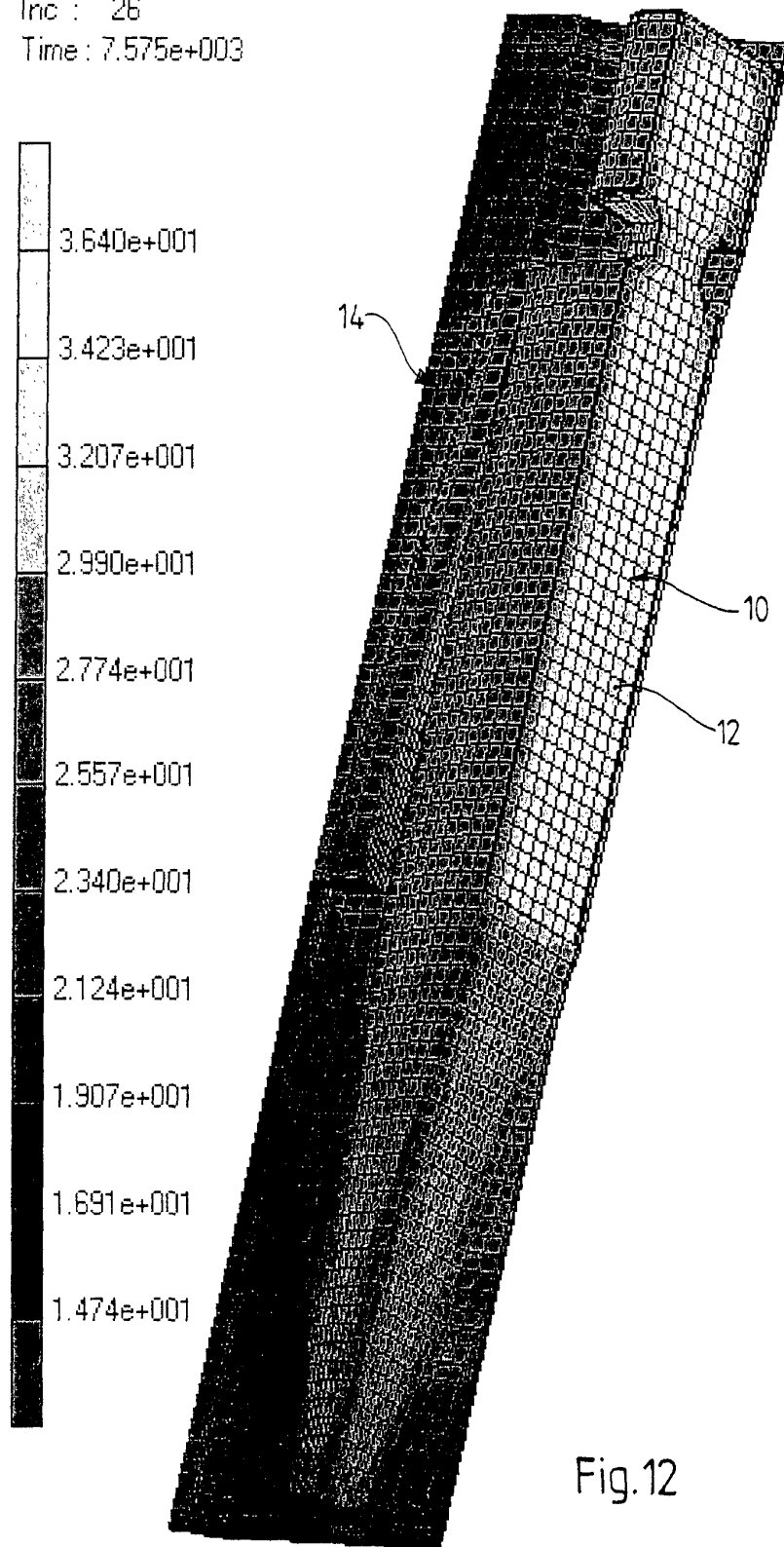


Fig.11

Inc : 26
Time : 7.575e+003



Inc : 29
Time : 2.557e+004

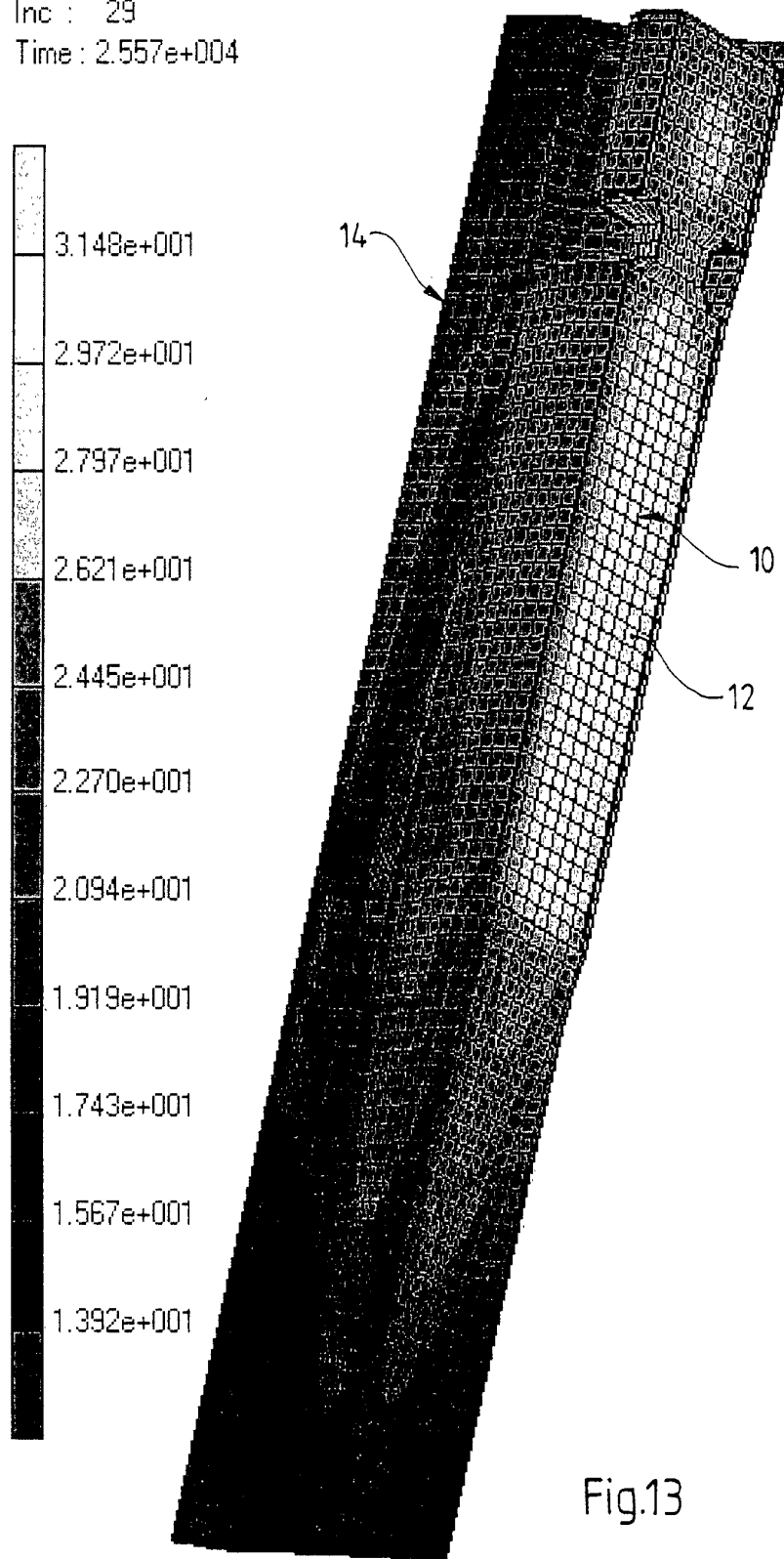


Fig.13

Inc : 33
Time : 1.152e+005

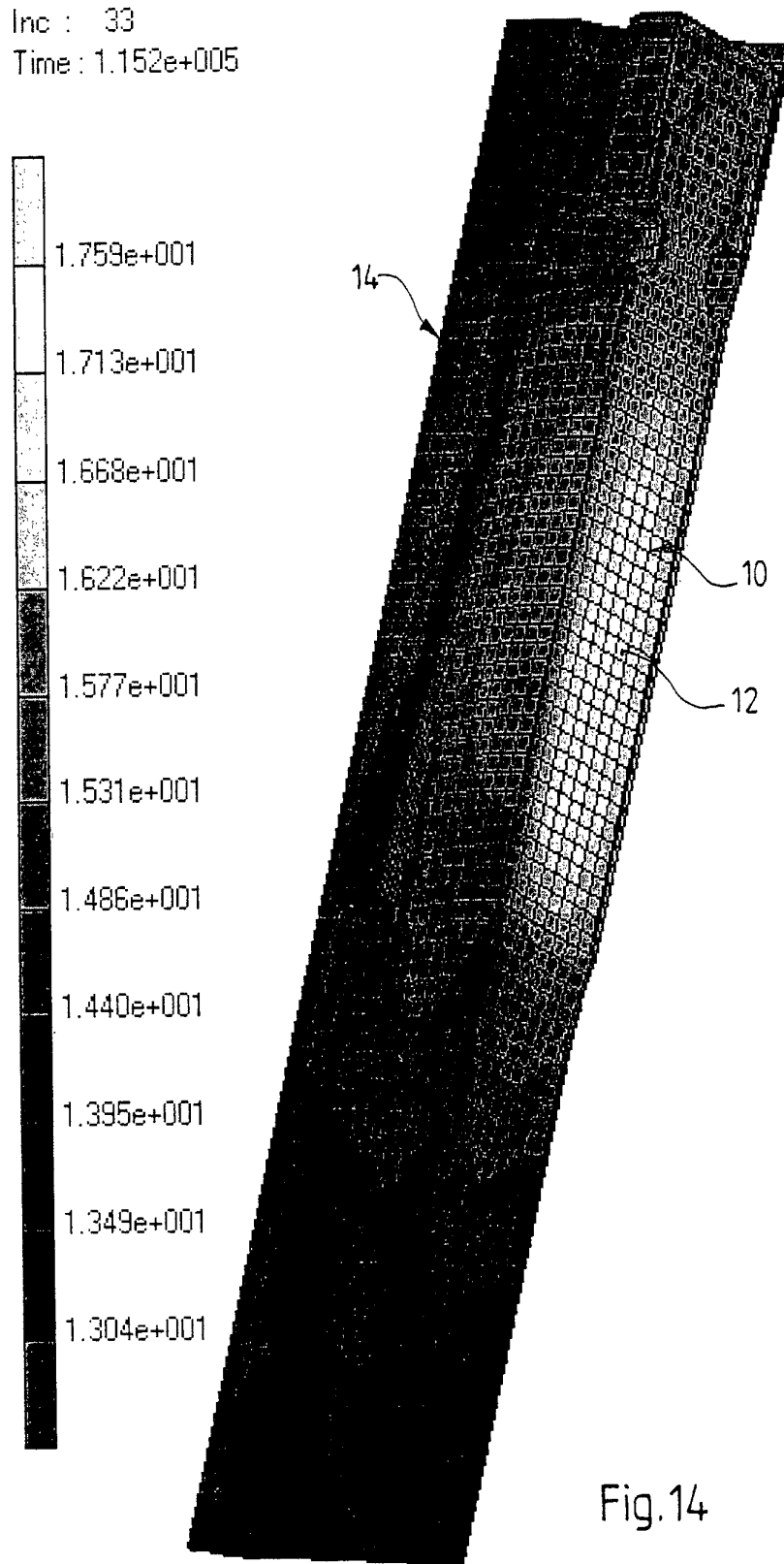


Fig.14

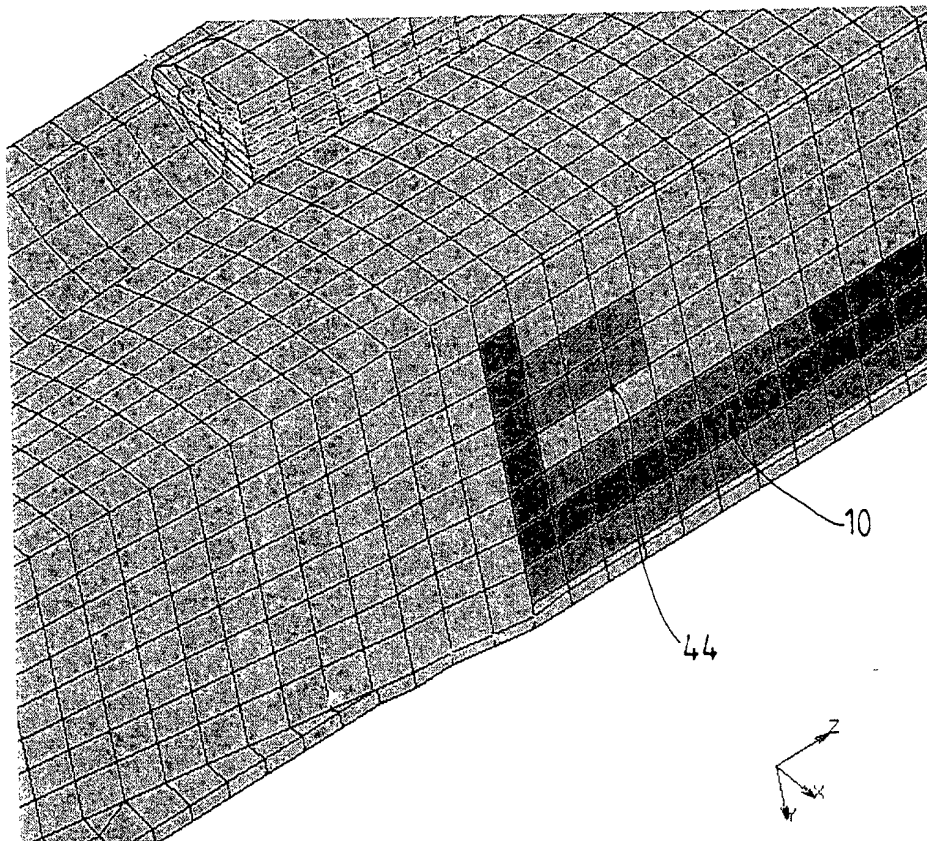


Fig.15

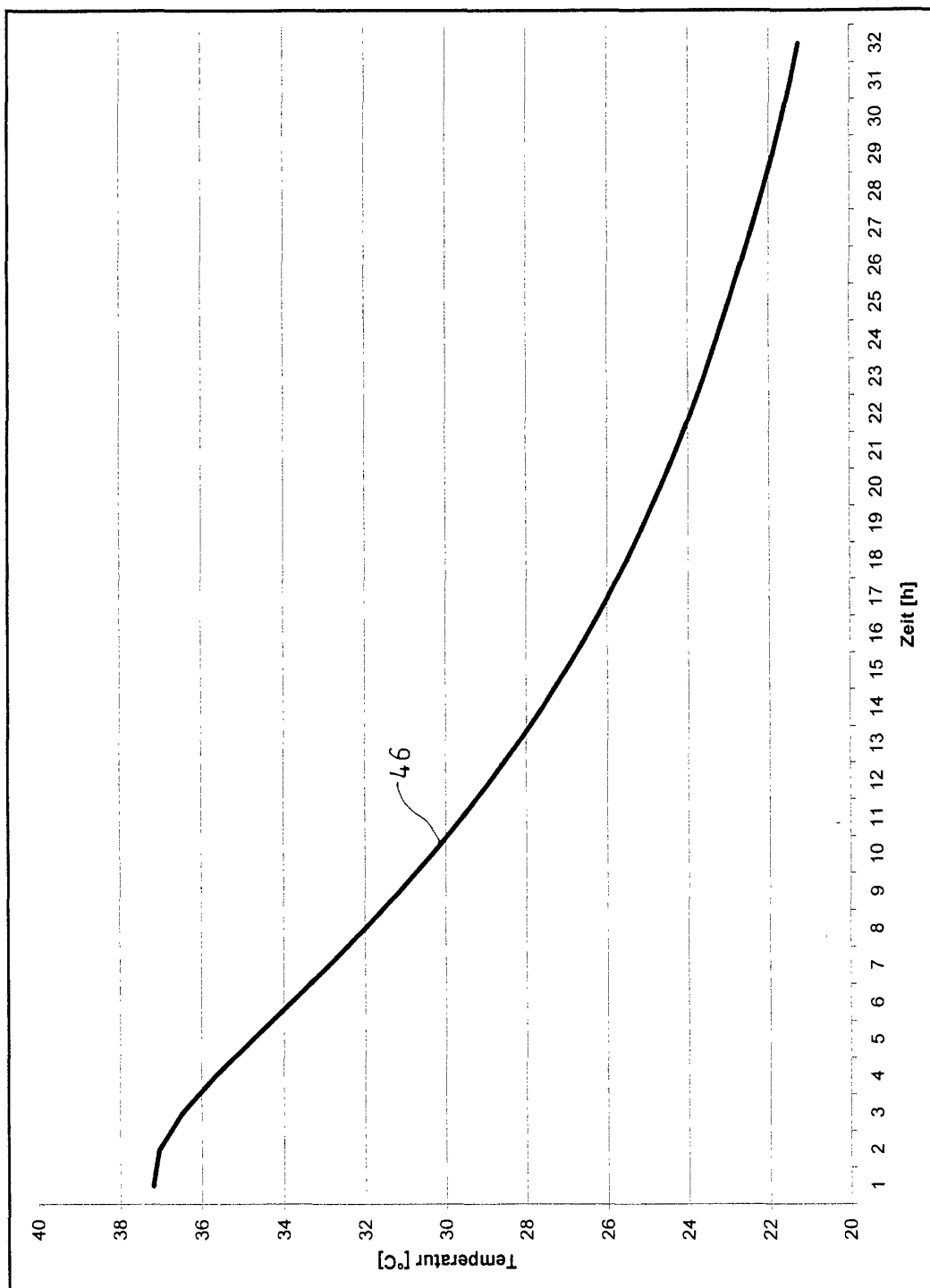


Fig.16

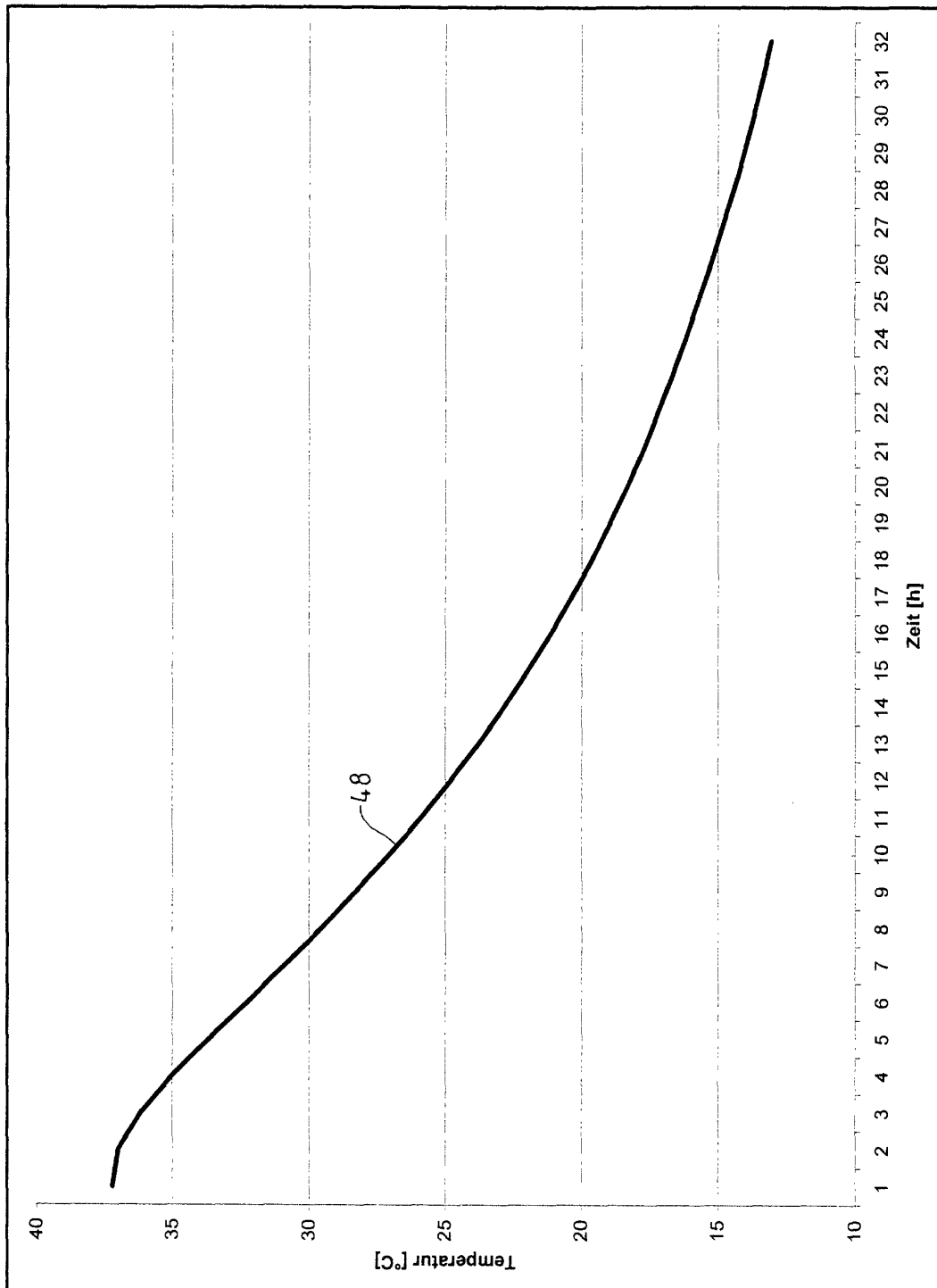


Fig.17

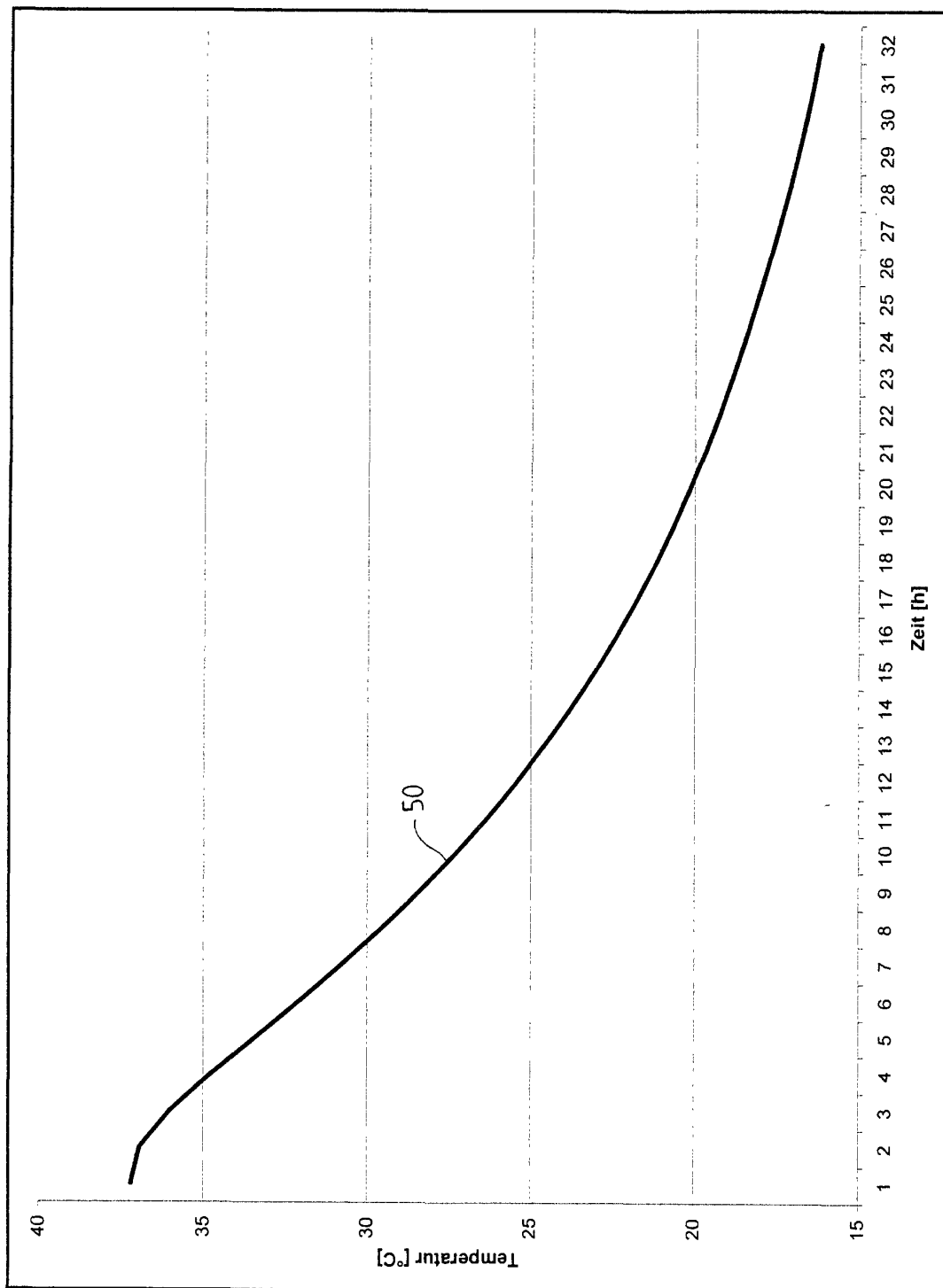


Fig.18

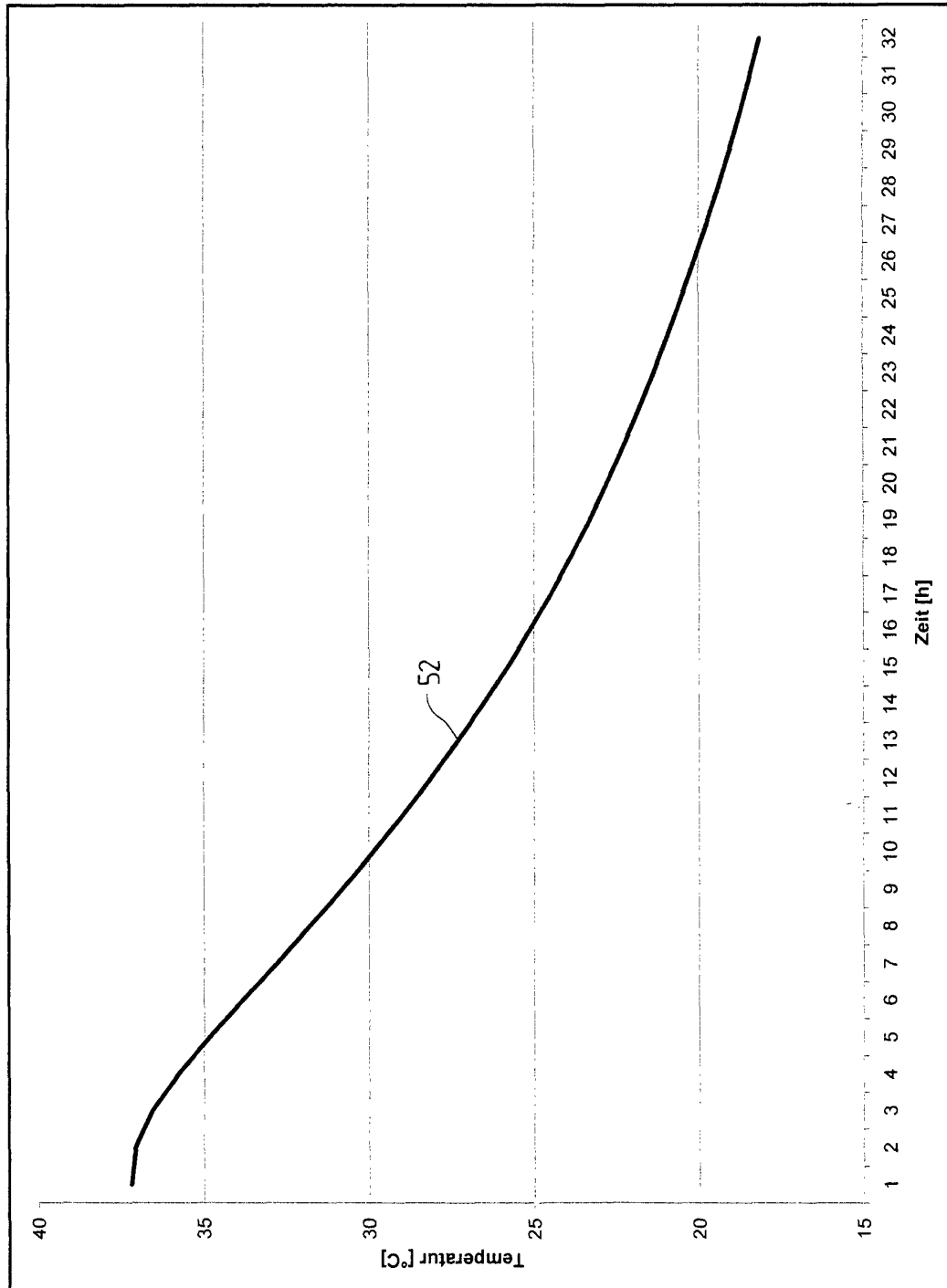


Fig. 19

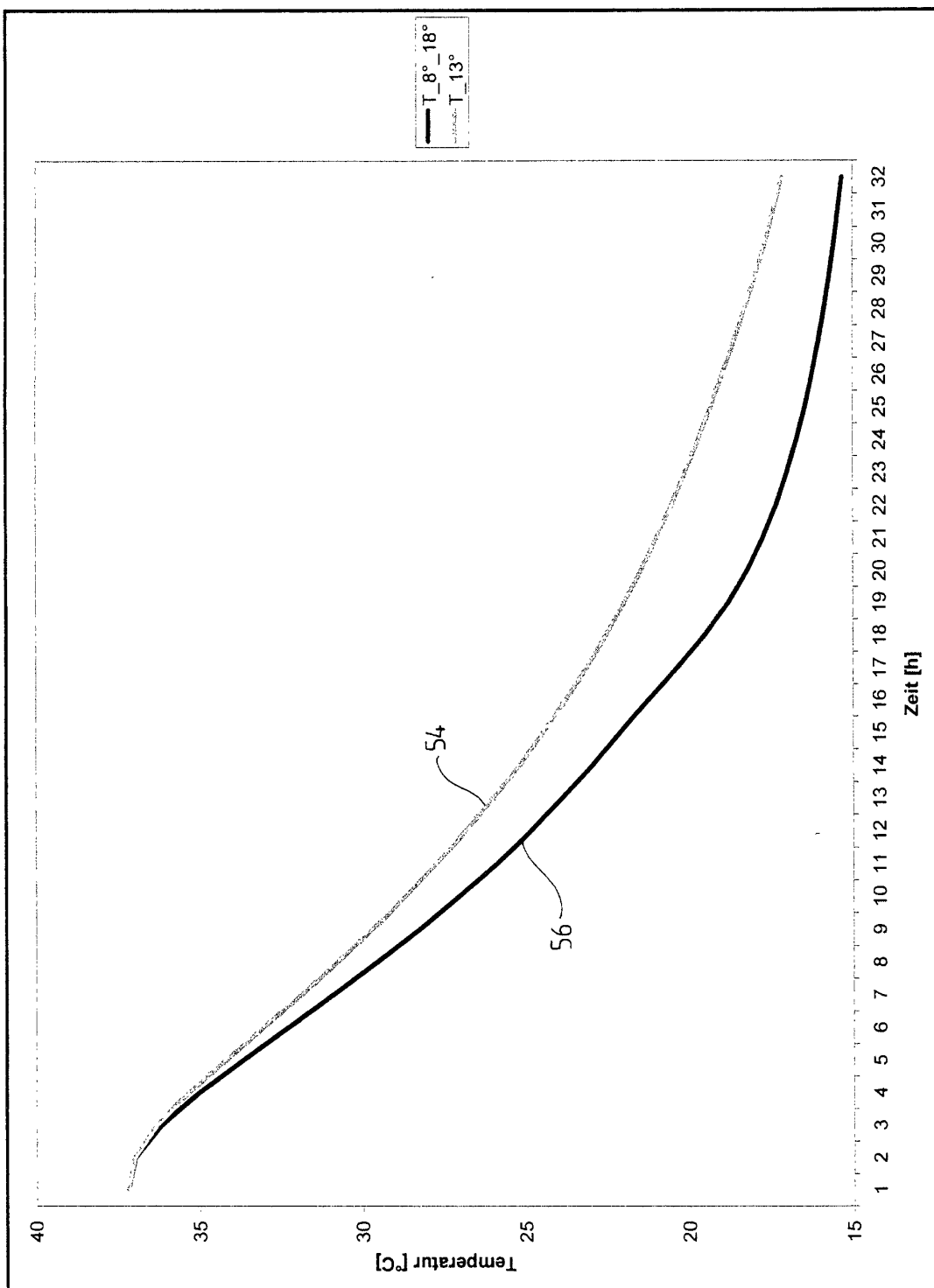


Fig.20

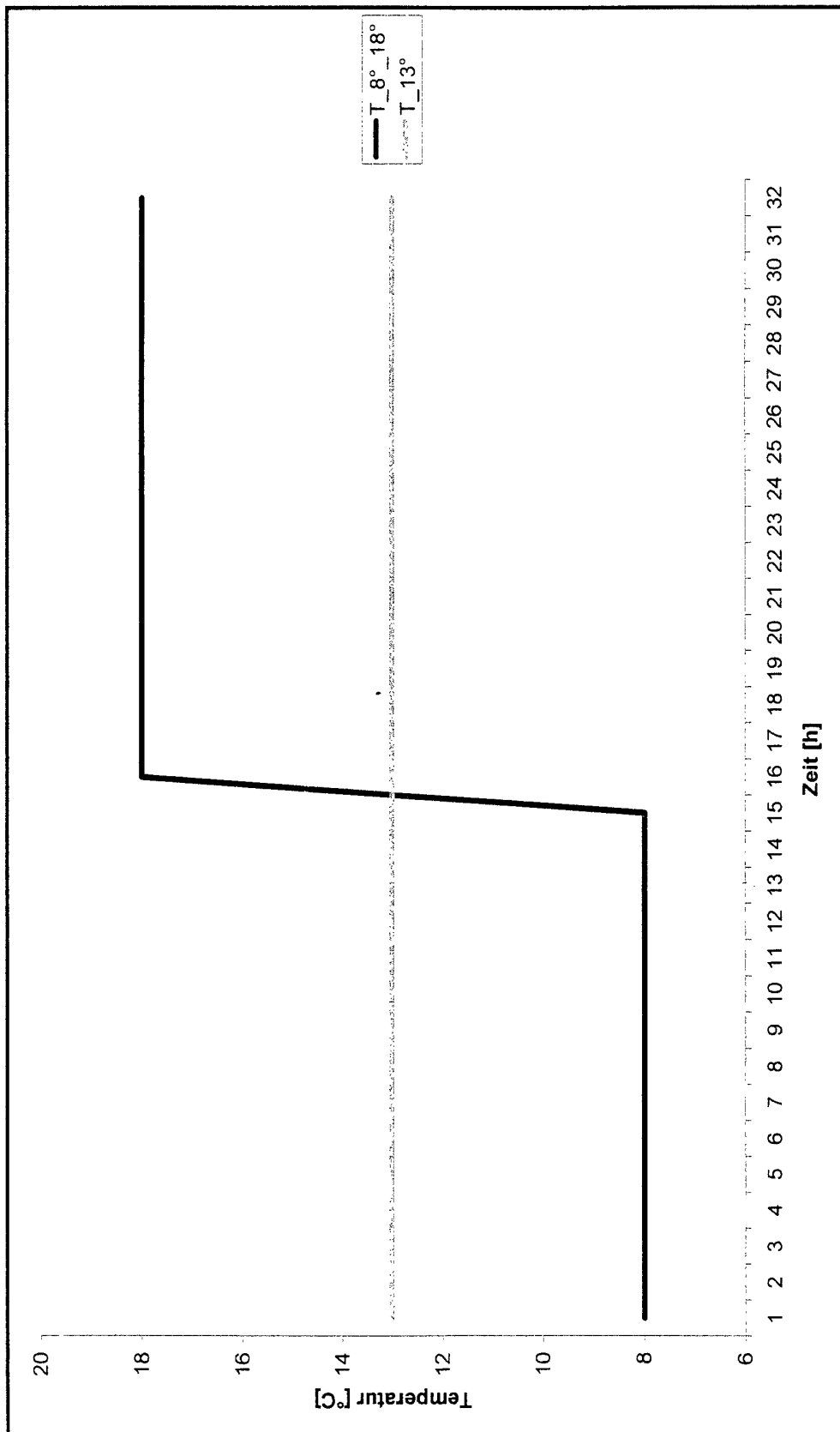
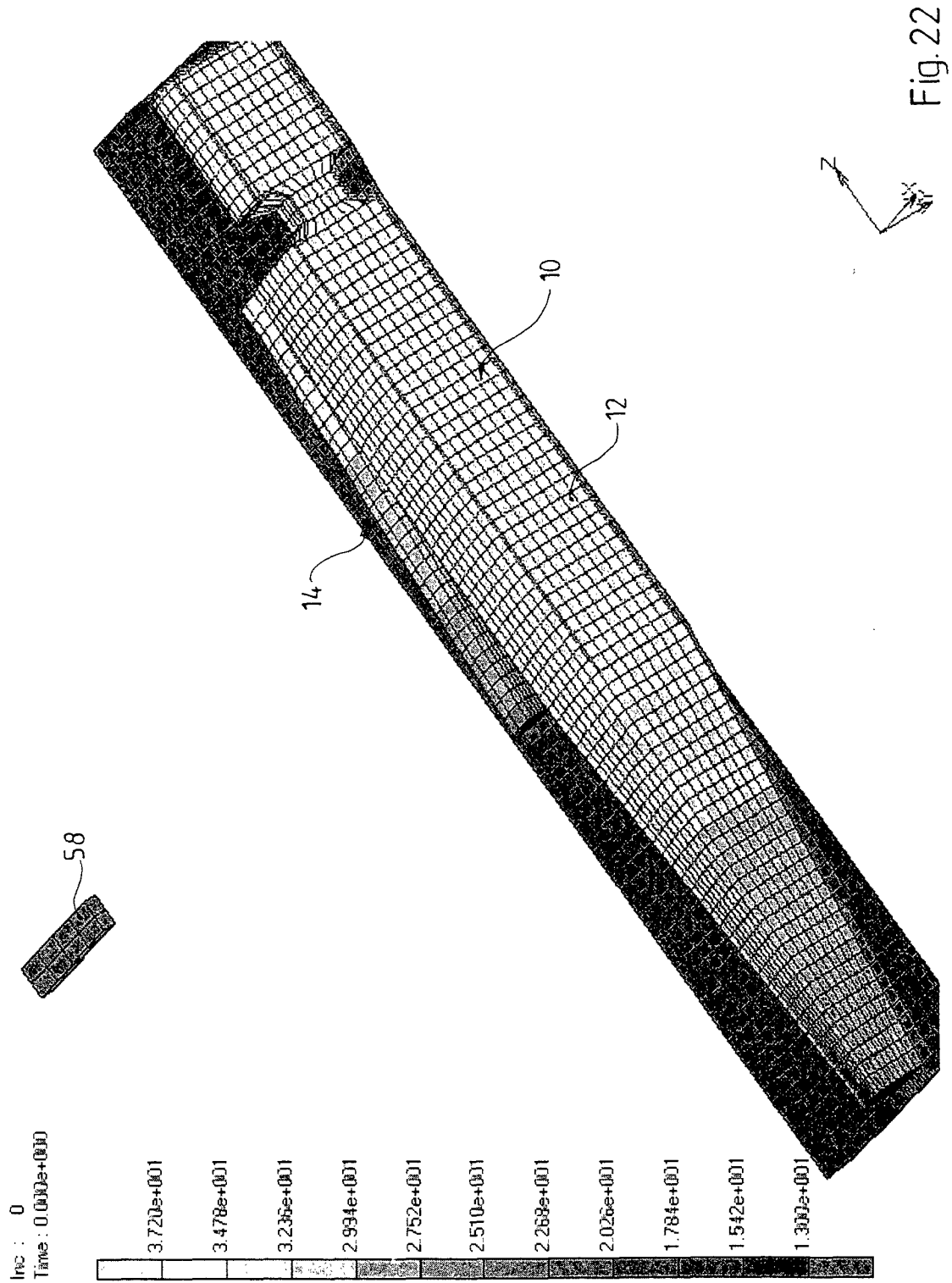
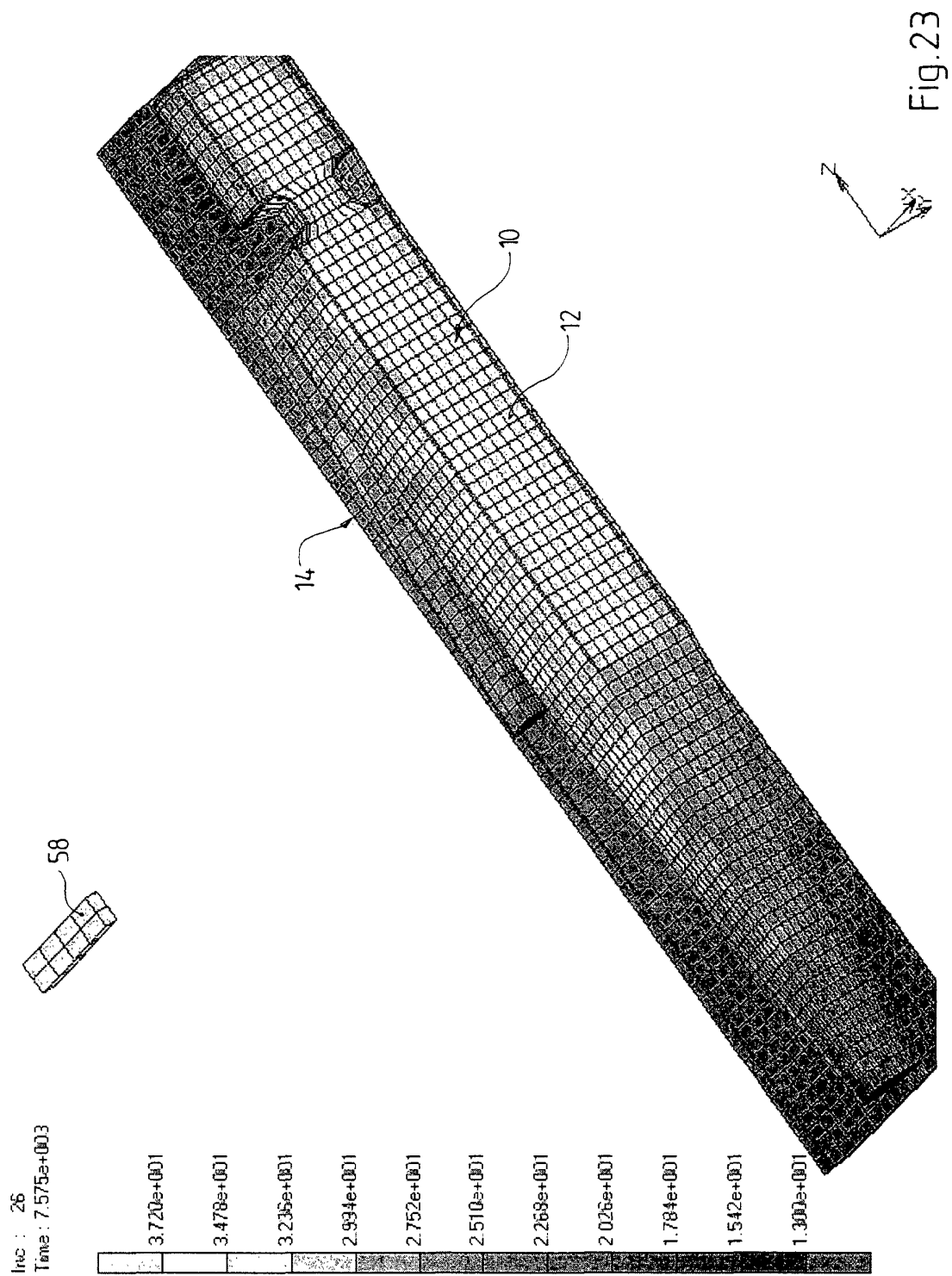


Fig.21





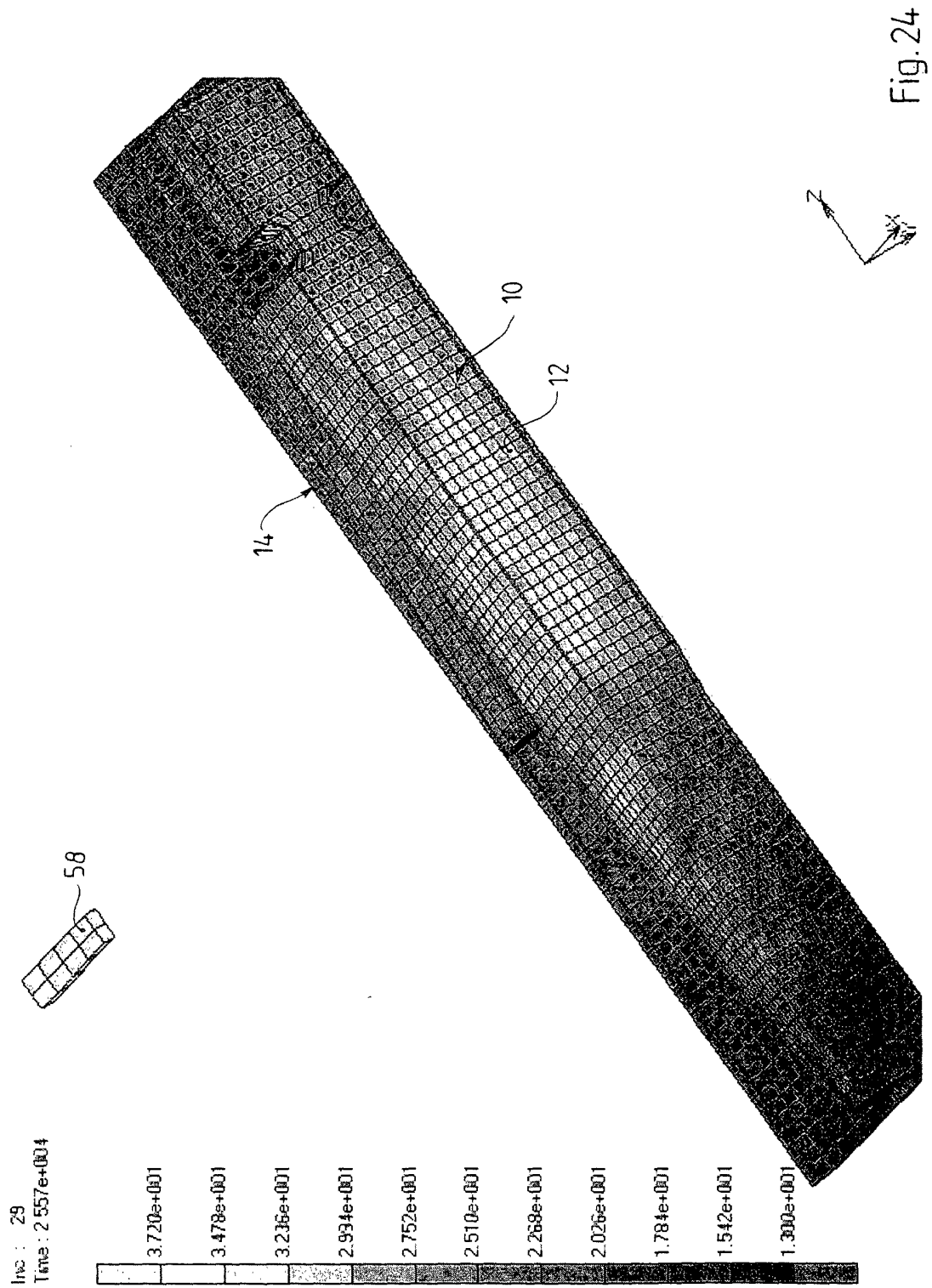
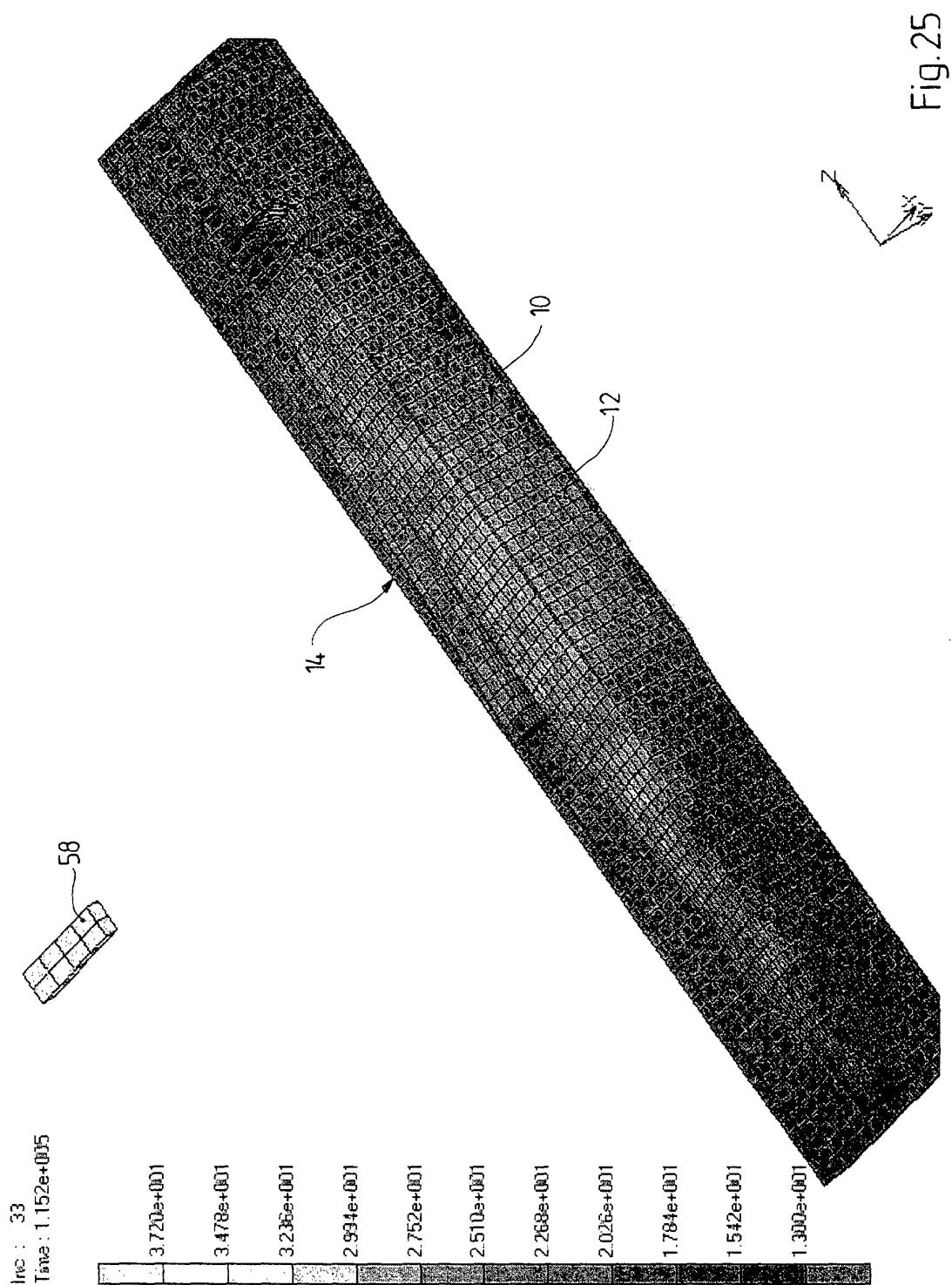


Fig. 24



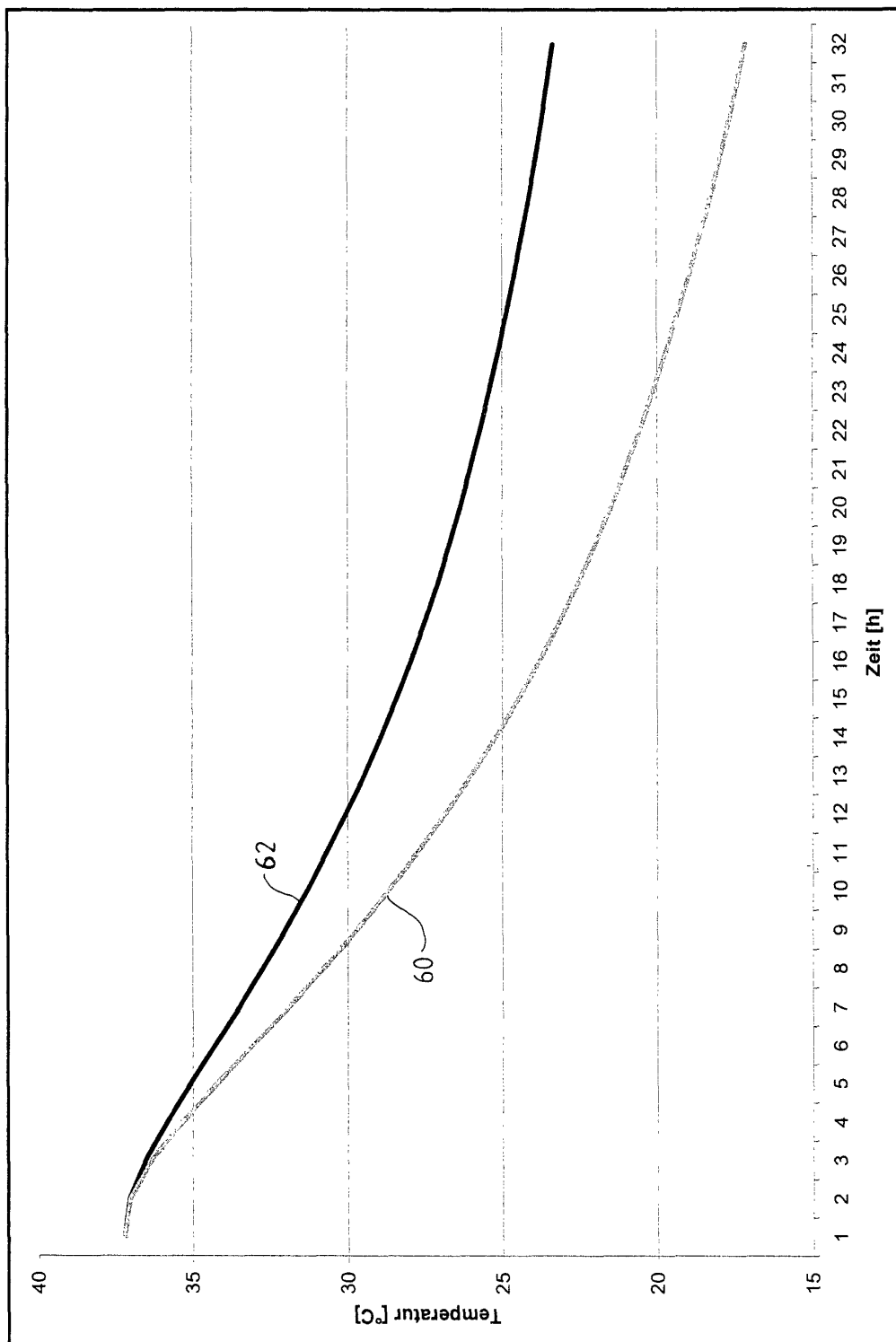


Fig. 26



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung

EP 00 12 8714

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.7)
A,D	M.A.GREEN, J.C.WRIGHT: "Postmortem Interval Estimation from Body Temperature Data only" FORENSIC SCIENCE INTERNATIONAL, Bd. 28, 1985, Seite 35-46 XP001000857 * Seite 38-40 *	1-17	A61B5/00 G06F17/13
A,D	K. HIRAIWA ET AL.: "estimation of Postmortem Interval from Rectal Temperature by Use of Computer" MED. SCI. LAW, Bd. 20, Nr. 2, 1980, XP001000885 * Seite 116-118 *	1-17	
A	DATABASE COMPENDEX 'Online! ENGINEERING INFORMATION, INC., NEW YORK, NY, US; HAYES L J ET AL: "FINITE ELEMENT MODEL FOR THE EXPOSURE OF A COMPOSITE MAN WITH DISTRIBUTED INTERNAL HEAT GENERATION TO A CONVECTIVE SUBFREEZING ENVIRONMENT" Database accession no. EIX82060007507 XP002170817 * Zusammenfassung * & NOV 15-20, 1981, ASME Pap 1981	1-17	
A	DATABASE COMPENDEX 'Online! ENGINEERING INFORMATION, INC., NEW YORK, NY, US; CAO ZUO ET AL: "Finite element analysis of human thermal regulating system" Database accession no. EIX99384738681 XP002170818 * Zusammenfassung * & BEIJING, CHINA, Bd. 23, Nr. 5, 1997, Seiten 551-554,	1-17	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort MÜNCHEN		Abschlußdatum der Recherche 29. Juni 2001	Prüfer Bichlmayer, K-P
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 1503 03.82 (F04C03)

专利名称(译)	确定死亡时间的方法		
公开(公告)号	EP1221297A1	公开(公告)日	2002-07-10
申请号	EP2000128714	申请日	2000-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	MALL ELSE GITA DR		
申请(专利权)人(译)	MALL , ELSE-GITA , DR.		
当前申请(专利权)人(译)	MALL , ELSE-GITA , DR.		
[标]发明人	MALL ELSE GITA DR		
发明人	MALL, ELSE-GITA, DR.		
IPC分类号	A61B5/00 G06F17/13		
CPC分类号	A61B5/01		
其他公开文献	EP1221297B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该方法包括从初始温度定义理论温度变化，其初始时间定义理论死亡时间，将测量温度与理论温度变化进行比较，从与热力学性质相关的体积元素生成模型体，导出元素之间的热传递，得出总热传递值，从而得出理论温度变化。该方法包括定义理论温度随时间的变化，从初始温度开始，其初始时间定义理论死亡时间，并将测量温度值与理论温度变化进行比较。从体积元素生成有机体的模型体，至少一些元素与确定的热力学性质相关联，确定元素之间的热转移并导出总热传递值并用于确定理论温度变化。

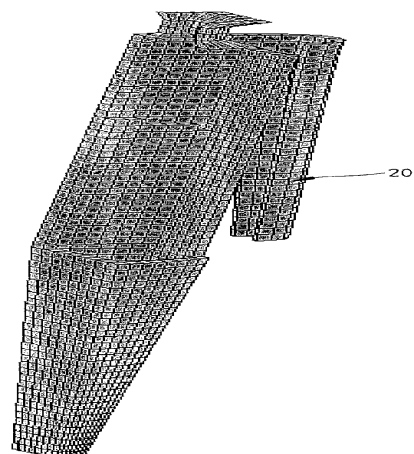


Fig. 4