

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5345529号
(P5345529)

(45) 発行日 平成25年11月20日 (2013.11.20)

(24) 登録日 平成25年8月23日 (2013.8.23)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 6/06 (2006.01)	A 6 1 B 6/06 3 3 1
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 0 0 J

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2009-517586 (P2009-517586)
 (86) (22) 出願日 平成19年7月4日 (2007.7.4)
 (65) 公表番号 特表2009-542299 (P2009-542299A)
 (43) 公表日 平成21年12月3日 (2009.12.3)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2007/052617
 (87) 国際公開番号 W02008/007309
 (87) 国際公開日 平成20年1月17日 (2008.1.17)
 審査請求日 平成22年7月1日 (2010.7.1)
 (31) 優先権主張番号 06116777.1
 (32) 優先日 平成18年7月7日 (2006.7.7)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

前置審査

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
 ドーフエン ハイテック キャンパス 5
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (72) 発明者 ドルシェイト ラルフ
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
 ドーフエン ハイテック キャンパス ビ
 ルディング 4 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 選択的レーザー焼結により作られた構造要素を用いた電磁放射線の選択透過のための格子

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

本質的に放射線を通さない粉体材料から選択的レーザー焼結を用いて作られた少なくとも1つの構造要素を有する、電磁放射線の選択透過のための格子であって、前記格子は前記焼結した要素と金属板により形成され、前記焼結した要素は2枚の前記金属板の間を少なくとも延在し、かつ前記金属板のうち少なくとも1枚の両側に延在し、前記金属板は、前記焼結した要素が延在するのに通る穴を持つ、格子。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の格子数個から組み立てられる格子配列。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の格子、又は請求項 2 に記載の格子配列を持つ医用画像装置。

【請求項 4】

電磁放射線の選択透過のための格子を製造する方法であって、
 金属板を位置決めするステップと、
 本質的に放射線を通さない粉体材料から選択的レーザー焼結を用いて前記金属板上に少なくとも1つの構造要素を成長させるステップと、
 金属板を位置決めするステップと焼結するステップを繰り返すステップとを有し、前記金属板は、前記焼結した要素が延在するのに通る穴を持ち、最後のステップは、焼結するステップ又は金属板を位置決めするステップのどちらか一方である、方法。

【請求項 5】

10

20

前記焼結ステップは、配向構造体の生成を含む請求項4に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、装置を通過する電磁放射線の構成に選択的に影響を及ぼす装置の分野に関する、特に電磁放射線の線源と放射線高感受性検出装置との間に位置付けられる格子状の装置に関する。

【背景技術】

【0002】

電磁放射線の選択透過のための格子は、例えばC Tスキャナ及びS P E C T装置又はP E Tスキャナのような医用画像装置から特に知られている。他の装置、例えば非破壊X線検査装置が前記格子を使用することもある。このような格子は、（C TスキャナではX線源、S P E C T／P E Tでは患者に注入される放射性同位体が放射線源を形成する）放射線源と、放射線高感受性検出装置との間に位置付けられ、前記放射線検出装置に当たる必要の無い、ある種の放射線の含有量を選択的に減少させるために使用され、この減少は通常吸収により達成される。C Tスキャナにおいて、前記格子は、従来知られるように、散乱放射線が測定される場合、医用画像の質が悪化するので、照射される物体に発生する散乱放射線の量を減少させるために使用される。最近のC Tスキャナはしばしばコーンビーム形状を利用する、故に大量の物体を照射するので、散乱放射線の量が散乱していない一次放射線を持つ医用情報の量をしばしば上回る（例えば、散乱放射線が簡単に全放射線強度の90%又はそれより上に達する）。故に、散乱放射線を効率良く減少させる格子に対する強い要望がある。この要望をかなえる格子は、二次元の放射線吸収構造を持つ格子、いわゆる二次元の散乱線除去格子（2 D A S G）である。このような2 D A S Gは、前記格子を透過することが可能である一次放射線を放出する放射線源の焦点に集束される透過チャンネルを持つ必要があるので、このような格子を製造するのに莫大なコストと時間の消費を要する。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

米国特許番号5,814,235号は、集束した透過チャンネルを持つ2 D A S Gは、僅かに異なる形状の金属箔の配向された層状化により形成可能である。このような格子を製造するために、様々な構造化された金属板は、例えばリソグラフィ技術により作られる必要があり、次いで、前記金属板が正しい順序で組み立てられる必要があり、最後にこれらが互いに固定される必要がある。これは明らかに時間及び費用がかかる製造工程である。

【0004】

従って、効率的な選択的放射線透過のための格子及びこのような格子を効率的な方法で製造する方法を持つことが有利である。

【課題を解決するための手段】

【0005】

これら問題の1つ以上をうまく対処するために、本発明の第1の態様において、粉体材料、特に本質的に放射線を通さない材料の粉体から選択的レーザー焼結（S L S）を用いて組み立てられた少なくとも1つの構造要素を有する電磁放射線の選択透過のための格子が示される。その上、この構造要素は完全な格子を含んでいる。

【0006】

格子、特に集束したチャンネルを持つ二次元格子は、空間的にかなり複雑な構造を必要とする。これらチャンネルは、例えば矩形又は六角形の内面形状を持ち、この形状は異なる角部分を持つチャンネル壁を必要とする。上記構造は、例えば金属箔を単に噛み合わせることは製造できない。前記格子の少なくとも1つの構造要素はそれ故に、選択的レーザー焼結技法により本質的に放射線を通さない粉体材料から作られる場合に有益である。格子は様々な放射エネルギーに対し用いられるので、前記粉体材料は本質的に放射線を通

10

20

30

40

50

さないと考えられるかは、アプリケーション及び構造体の寸法（例えば放射線吸収チャンネル壁の厚さ）に依存する。マンモグラフィ(mammography)の応用において、約20keVのX線エネルギーが使用される。これらエネルギーにとって、銅(Cu)は本質的に放射線を通さないと考えられることができ、これは壁の厚さ（例えば20μm）、チャンネルの高さ（例えば2mm）等のような一定の幾何学的パラメタの必要条件を満たす格子の壁は、選択的に吸収される放射線の種類を吸収するので、放射線検出の品質パラメタの顕著な改善が生じる。品質パラメタは、散乱放射線対一次放射線比(SPR)、信号対ノイズ比(SNR)等でもよい。

【0007】

例えば120keVの範囲におけるCTの応用において、モリブデン(Mo)又は他の耐火性材料（例えばタングステン）が本質的に放射線を通さないと考えられるが、銅又はチタニウムのような他の材料も同様に、その構造体が適当な厚さで作られる場合、本質的に放射線を通さない。結果として、前記材料の粉体は、結果生じる格子が満足な選択的放射線透過特性を持つ場合、放射線を通さないと見なされる。明らかに、純粋なプラスチック材料は、医療関連のX線エネルギーの全ての範囲に対し放射線透過であると考えられ、放射線検出の品質パラメタの改善は殆ど気付かない。しかしながら、金属の粉体が充填されたプラスチックは、（前記粉体の含有量が十分に高い場合）放射線を通さないと考えられる。焼結した構造体は放射線を通さない材料から直接作られるので、必要とされる放射線吸収特性は、この焼結した構造体に固有である。米国特許番号6,980,629号から知られるような、レーザー焼結したプラスチック構造体に比べ、如何なる追加の被覆ステップも必要とされない。

【0008】

本発明の他の実施例において、構造要素は、金属板から形成され、少なくともこれら2枚の金属板の間に焼結した要素が延在している。例えば、矩形のチャンネルを持つ2DASGにおいて、第1の方向におけるチャンネル壁は、（例えば耐火性金属のような放射線を通さない材料から同様に作られる）平坦な金属板により形成されることができる。第2の方向におけるチャンネル壁は、前記金属板の間を適当な方向に延在する選択的レーザー焼結する構造体により追加されるため、集束したチャンネルが生じる。この記述の文脈において、金属板は面を延在する平坦な金属板を含むだけでなく、例えば加圧、穿孔、スタンピング、深絞り、フライス削り(milling)、浸食、エッチング等により行われる事前に作られた金属板を含むべきである。

【0009】

本発明のさらに他の実施例において、前記金属板は穴を持ち、この穴を通り焼結した構造体が延在している。これは、焼結した構造体が単に金属板の面に付着することを必要とするだけでは無いので、格子の構造的完全性に対し有益である。

【0010】

本発明は、本発明による格子から組み立てられる格子配列にも関し、このような格子は特に、異なる幾何学的特性を持つことができる。構造体の選択的レーザー焼結が大きな設計の自由度を可能にしたとしても、それにも関わらず、ある最大寸法、及び格子の延長部分にわたりあまり強く変化しない所与の形状を持つ格子を製造するのに効果的である。様々な格子が並列に、行列状に又は重なり合って組み立てられる格子配列において、異なる形状の格子は、全体的な格子性能を達成するために互いに補完することができる。例えば、CTスキャナにおいて、最大の相対的散乱放射線の含有量は、物体が通常最も厚く、一次放射線が最も減少するX線ビームの中心領域に生じるので、中心には高い格子、縁部には低い格子を持つことがコスト効率がよい。

【0011】

本発明の他の態様において、本発明による格子又は格子配列が含まれる医用画像装置が示される。本発明による格子の恩恵を受ける医用画像装置は、例えばマンモグラフィを含むX線装置、CTスキャナ、SPECT装置及びPETスキャナを有する。

【0012】

10

20

30

40

50

上述した問題の1つ以上を上手に対処するために、本発明の他の態様において、電磁放射線の選択透過のための格子を製造する方法が提供される。この方法は、選択的レーザー焼結を用いて、粉体材料、特に本質的に放射線を通さない材料の粉体から少なくとも構造要素を成長させるステップを有する。この構造要素も同様に完全な格子を含んでいる。選択的レーザー焼結が大きな設計の自由度を可能にするので、選択的レーザー焼結により格子全体を作るのに効率的である。

【0013】

本発明による方法の他の実施例において、前記方法は、前記構造要素がその上で成長する金属板を位置決めする追加のステップを有する。上述したように、格子に関しては平面に延在する構造体が存在してもよい、つまり平坦な金属板が上記構造体を実現することができる。事前成形された金属板がより複雑な構造体を形成することも可能である。これは、前記焼結ステップが前記金属板により形成される構造体の形成を含む必要はないので、さらに早い且つ安価な格子の製造を可能にする。

10

【0014】

本発明による方法のもう1つの実施例において、前記焼結ステップは配向構造体を生じさせるステップを含んでいる。配向構造体は、格子をこの格子が組み込まれる装置の他の要素と位置合わせするために用いられることができ、例えば、透過チャンネルが単一の検出要素（検出器ピクセル）と幾何学的に一致するように若しくはモアレ効果が回避されるように、格子は放射線検出装置と位置合わせされる。配向構造体はさらに、前記焼結した構造体上に金属板を位置決めするためにも使用されることができる。金属板の正確な位置決めを目的とするために、前記金属板は、焼結した配向構造体と噛み合う穴又は空隙を持つことができる。

20

【0015】

本発明による方法のさらに他の実施例において、金属板を位置決めするステップ及び焼結ステップは繰り返され、最後のステップは焼結ステップか又は金属板を位置決めするステップのどちらか一方である。複雑な構造の格子を製造するために、幾つかの金属板が使用されることができる。新しい金属板が位置決めされる前に、（例えば、次の金属板の正確な位置決めを目的とするために、配向構造体を用いて）追加の焼結した構造体が形成される。

【0016】

要約すると、本開示は、電磁放射線、特にX線放射線の選択透過のための格子であり、本質的に放射線を通さない粉体材料から選択的レーザー焼結を用いて作られた少なくとも1つの構造要素を持つ格子に関する。本開示は、本質的に放射線を通さない粉体材料から選択的レーザー焼結を用いて少なくとも構造要素を成長させるステップを有する、電磁放射線の選択透過のための格子を製造する方法も開示している。選択的レーザー焼結により作られた構造要素を持つ場合、前記格子は、射出形成又はフライス削り技術では実現不可能である非常に複雑な3D構造体とすることができる。前記格子のある実施例において、前記焼結した構造体は、金属板にある穴を介し嵌合している。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

本発明のこれら及び他の態様は、添付図面を参照している例示的な実施例の詳細な説明から明らかであり、さらにこれにより説明される。

40

【0018】

米国特許番号6,980,629号において、その後X線を通さない材料で被覆される構造材料の層ごとの固化により放射線透過なベース本体を製造するために、ラピッドプロトタイピング技術を使用することが開示されている。この技術は、格子の吸収効率及び被覆ステップの必要性に寄与しない透過性の壁が形成される欠点を有する。

【0019】

米国特許番号6,363,136号において、くし型構造の要素及び金属板を共に組み立てることにより2DASGを製造することが開示されている。これは、例えばフライス削り、高

50

圧焼結又は射出形成により前記くし型構造体を製造するステップも必要とし、さらに、大量の格子要素、すなわちくし又は二重くし及び金属板を組み立てるステップも必要とする。

【0020】

選択的レーザー焼結（SLS）は以前から知られている。SLSにおいて、粉体材料は適切なエネルギーの精密なレーザービームを用いて一緒に焼結される。作られる物体は層ごとに焼結され、結果生じる物体はその後、分体材料の次の層が既に焼結した構造体の上に焼結されるように前記粉体材料内に浸漬される。このようにして、例えば空隙、凸状及び凹状の構造要素の組み合わせ等を持つような、かなり複雑な三次元構造体が形成される。

10

【0021】

2DASGを製造するための技術が幾つか提案されたとしても、これまでのところレーザー焼結は考えられていない。米国特許番号6,363,136号において、高圧及び高温を用いた従来の焼結技術により2DASGを組み立てるために使用されるくし状の構造体を製造することが提案されているが、これは焼結処理中に収縮を引き起こし、従来の焼結は、実際の焼結ステップの前に事前に形成する消極的となる構造体に限定される欠点を持つ。ここで、金属の粉体材料の選択的レーザー焼結を使用して、選択的放射線透過、特に2DASGのための格子を製造することが始めて提案される。

【0022】

選択的レーザー焼結は、高強度レーザービームを用いて一番上の粉体層を選択的に照射することにより、例えばモリブデンの粉体から精細な構造体を生成させることを可能にする。前記金属の粉体の粒子の寸法は、必要とされる構造体の寸法及び表面の粗さに従って選択されることができる。例えばCTの格子にとって一般的な構造体の寸法（チャンネル壁の厚さ）は、約50－300 μm であり、故に粒子の寸法は約1－10 μm で十分である（通常、金属の粉末は粒子の寸法のガウス分布又は類似の分布を備える、つまり存在する寸法が大きすぎるので一定の壁の滑らかさを保証できない粒子が多すぎる場合、これら大きい直径の粒子は例えばふるいにより分けられる）。PET/SPECT装置にとって、一般的な構造体の寸法（チャンネル壁の厚さ）は、約200－1000 μm であるので、粒子の寸法は約5－50 μm で十分である。いつものX線アプリケーションにとって、一般的な構造体の寸法は、約10－50 μm であるので、粒子の寸法は約0.1－5 μm で十分である。上記数字は単なる例であり、本発明の範囲を制限するとは理解されない。

20

30

【0023】

ある例示的な実施例において、前記2DASGは、SLSにより完璧に作られる。これは、設計の大きな自由度を可能にする。例えば、前記チャンネル壁は、放射線検出装置に最も近くに位置決めされる格子の底部はより厚く、放射線源を向いている前記格子の頂部はより細く作ることが可能である。前記格子の表面は、例えば球形形状のように湾曲させることも可能である。このような設計の自由度は他の技術からは知られていない。

【0024】

本発明による格子を製造する方法の他の例示的な実施例は、図1－3を参照して説明される。第1のステップにおいて、（例えばモリブデン又はタングステンから作られる）金属板がSLS装置の作業室内に位置決めされる。レーザービームの位置に対する正確な位置決めは、以前のシステムの較正により達成される。金属板は、例えば固定するために前記作業室において可逆的に接着される。金属粉体の層が前記金属板上に配された後、SLSが使用され、焼結した構造体の第1の層を焼結する。この第1の層が完成した後、次の金属粉体の層は前記金属板と焼結した構造体との上に配される。これは、前記作業室の僅かな傾斜と組み合わせられるので、焼結された次の層は、前記金属板に対し所与の角部分を持つ。

40

【0025】

図1は、金属粉体の層の幾つかが焼結された後に生じるくし状の格子構造を左側に示す。図1の右側には、図1の左側に円で示されるようなくし状の構造の一部の拡大図M1が

50

示される。このくし状の構造は、金属板 3、特にモリブデン板により形成されるベースを持つ。このくし状の構造の拡大図 M 1 に、配向構造体 4 が描かれている。

【0026】

図 2 は、図 1 の右側に示されたが、追加の金属板 3 が前記焼結した構造体 2 の上に位置決めされた後の拡大部 M 2 を示す。金属板 3 は、この金属板を正確に位置決めするのに使用される穴 5 を持つ。図 1 に示されるような配向構造体 4 が前記金属板の穴 5 に嵌合し、これが正確な位置決めを可能にする。格子の他の例示的な実施例において、例えば前記チャンネルが前記検出器の検出要素と幾何学的に一致するように、前記格子を放射線感受性検出器に正確に位置決めするための外部の位置基準に用いられる配向構造体 4 が形成される。

10

【0027】

図 3 は、焼結した構造体 2 を生成する追加のステップの後の二階建てのくし状の構造の拡大部 M 3 を示す。前記焼結した構造体 2 は再び配向構造体 4 を持つので、より大きな寸法の格子が金属板 3 を位置決め、構造体 2 をこの金属板 3 に焼結するステップを連続して繰り返すことにより製造されることができる。最後のステップが金属板を位置決めるステップであるか、又は構造体を焼結するステップであるかは、最後の格子の詳細設計に依存している。金属板を前記焼結した構造体にしっかり接続するためにレーザー溶接が使用されることができる。

【0028】

説明したステップの連続する繰り返しにより生じる最終的な格子は、例えば米国特許番号 6,363,136 号に記載されたようにフレーム構造により支えられる必要はなく、自立している。

20

【0029】

論じられた製造工程は、単なる例であり、如何なる設計の制約を課すものではない。本発明の方法は、当業者には明らかである如何なる他の格子形状を生成させるのに使用されることができる。特に、前記金属板が格子の原寸にわたり延在する必要も無いし、前記焼結した構造体が金属板の全長にわたり延在する必要も無い。平坦な金属板の代わりに事前に形成された金属板を使用することも可能である。

【0030】

本発明による格子 1 の他の例示的な実施例が図 4 の左半分に示されている。図 4 の右半分には、左側に四角で示されるような格子 1 の一部の細部の拡大図 D が示される。この実施例において、前記格子は、金属板 3、3' 及び図 1-3 を参照して説明した方法で製造された焼結した構造体 2、2' から成るが、これら焼結した構造体 2、2' は、前記金属板 3、3' の全長にわたり延在せず、かなり短い。さらに、格子 1 の右側において、金属板 3' が格子を終わらせ、格子 1 の左側において、焼結された構造体 2' が少なくとも約半分の高さで格子を終わらせるのに対し、（共に図 4 において見ることができる）残りの 2 つの側面において、開いたチャンネルが金属板 3 及び焼結した構造体 2 により形成される。これが行列状の格子 1 の定期的な配列を可能にする。前記格子 1 が、夫々 20 mm の幅 w 及び深さ d（並びに金属板が 40 mm 及び焼結した構造体が 20 mm の高さ h）を持つ場合、1000 mm × 200 mm の検出器は、100 × 20 の格子の行列配列により覆われることができる。

30

40

【0031】

図 5 は、異なる設計パラメータを持つ格子 1 の例示的な線形の格子配列 10 を示す。この格子配列 10 において、最も左にある格子 1 が最も高い格子であり、最も右にある格子は最も低い格子である。示される 4 つの格子の格子配列は高さが異なっている。さらに行列状の格子配列が様々な高さの格子から形成されることも当業者には明らかである。このようにして、前記格子ごとに減少する必要がある予想される散乱放射線の量に依存して、中央の格子が最も高く、縁にある格子が最も低い格子配列が形成されることができる。低い格子は高い格子よりも明らかに安価であるため、このような格子配列は低コストの格子配列を提供する。格子の高さを単に変更する代わりに、湾曲した上面を持つ格子を配するこ

50

とも可能であるため、（凸状又は凹状の）球面を持つ全体的な格子配列が形成される。同様に、これら格子が他の設計パラメタに対して変更することができる、例えば中央の格子が両方向に同じ高さを持つチャンネル壁を持つことができるのに対し、縁の格子は一方方向だけ他の方向よりも高くなっているチャンネル壁を持つことができる。他の設計パラメタは、壁の厚さ、材料、格子の幅、格子の深さ、チャンネルの大きさ、チャンネルの形状等を含んでいる。当業者には明白であるこれら及び他の設計パラメタの変更も無論組み合わせることができる。

【0032】

医用画像装置20の実施例が図6に示される。図6は、CTスキャナの主な装備、すなわちX線源22、放射線検出装置21及び患者寝台23を示す。このCTスキャナは従来知られるように、患者寝台23上に置かれた物体（図示せず）の周りを回転し、放射線検出装置21を用いて投影画像を取得する。照射した物体に発生した散乱放射線の量を減少させるために、本発明による格子又は格子配列が前記放射線検出装置22で使用される。

10

【0033】

本発明は、図面に描かれると共に、上記明細書に詳細に説明されているのに対し、前記描画及び説明は、実例又は例であると考えられるべきであり、制限しない。つまり、本発明は前記開示される実施例に限定されない。

【0034】

開示した実施例に対する他の変形例は、請求項に記載される本発明を実施する際、当業者により、図面、明細書及び特許請求の範囲を検討した結果から理解及びもたらされることができる。請求項において、“有する”という用語は、それ以外の要素又はステップを排除するものではなく、複数での記載の無いことが、複数あることを排除するものではない。1つのユニットが請求項に挙げられた幾つかのアイテムの機能を実行してもよい。ある方法が相異なる従属請求項に挙げられているという単なる事実は、これら方法の組み合わせが有利に使用されることができないことを示しているのではない。請求項における如何なる参照符号も特許請求の範囲を制限するとは理解されるべきではない。

20

【図面の簡単な説明】

【0035】

【図1】配向構造体がその上に形成される、1つの基板及び幾つかの焼結したくし型構造を持つくし状の格子構造を示す。

30

【図2】図1のくし型の構造であるが、前記焼結した構造体に配される追加のシートを備えているくし型構造を示す。

【図3】追加の焼結した構造体を備える図2の構造を示す。

【図4】本発明による格子のある実施例を示す。

【図5】異なる形状特性を持つ様々な格子の格子配列を示す。

【図6】本発明による格子が使用される医用画像装置の実施例を示す。

【図 1】

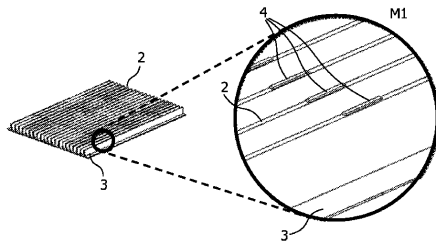


FIG. 1

【図 3】

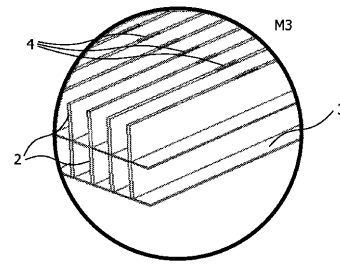


FIG. 3

【図 2】

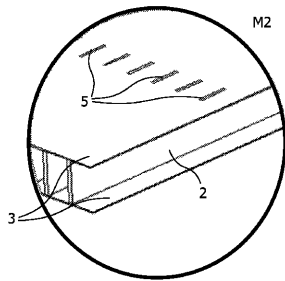


FIG. 2

【図 4】

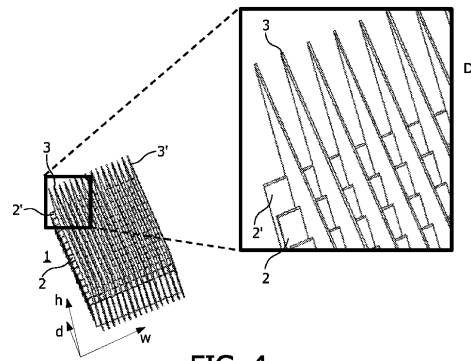


FIG. 4

【図 5】

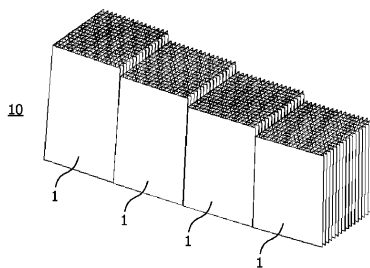


FIG. 5

【図 6】

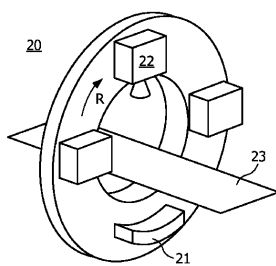


FIG. 6

フロントページの続き

(72)発明者 フォクトマイエル ゲレオン
オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイテック キャンパス ビルディング
44

審査官 安田 明央

(56)参考文献 米国特許出願公開第2003/0072415 (US, A1)
特開2001-058357 (JP, A)
特開2000-100999 (JP, A)
独国特許発明第19730741 (DE, C2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/00-6/14