



(86) Date de dépôt PCT/PCT Filing Date: 2003/05/23  
 (87) Date publication PCT/PCT Publication Date: 2003/12/04  
 (45) Date de délivrance/Issue Date: 2010/05/11  
 (85) Entrée phase nationale/National Entry: 2004/11/23  
 (86) N° demande PCT/PCT Application No.: FR 2003/001576  
 (87) N° publication PCT/PCT Publication No.: 2003/099124  
 (30) Priorité/Priority: 2002/05/23 (US60/382,372)

(51) Cl.Int./Int.Cl. *A61B 6/02* (2006.01),  
*A61B 6/00* (2006.01), *A61B 19/00* (2006.01)

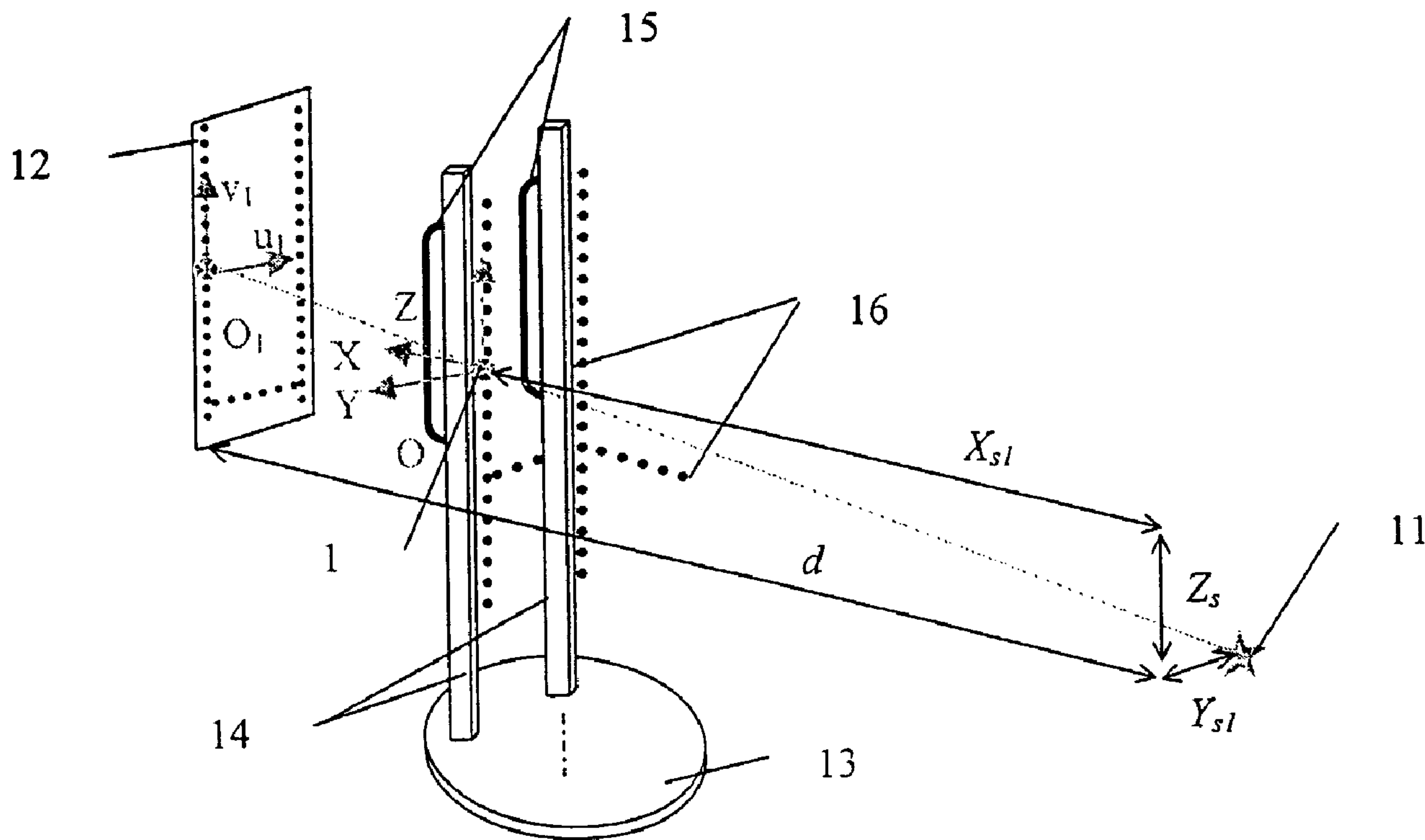
(72) Inventeurs/Inventors:  
 SKALLI, WAFA, FR;  
 DUMAS, RAPHAEL, FR;  
 MITTON, DAVID, FR;  
 BATAILLE, PHILIPPE, FR;  
 QUIDET, DAMIEN, FR

(73) Propriétaires/Owners:  
 CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE  
 SCIENTIFIQUE (C.N.R.S.), FR;  
 ECOLE NATIONALE SUPERIEURE D'ARTS ET  
 METIERS (ENSAM), FR

(74) Agent: OGILVY RENAULT LLP/S.E.N.C.R.L.,S.R.L.

(54) Titre : DISPOSITIF DE STEREO RADIOGRAPHIE ET PROCEDURE D'UTILISATION

(54) Title: STEREO RADIOGRAPHY DEVICE AND METHOD FOR THE USE THEREOF



(57) Abrégé/Abstract:

La présente invention concerne un dispositif de stéréoradiographie en RX avec un plateau horizontal (13) rotatif et éventuellement translatif caractérisé en ce que le plateau (13) est orientable selon deux positions angulaires à 90° l'une de l'autre pour le tirage de deux clichés orthogonaux l'un par rapport à l'autre et en ce que le dispositif comprend aussi une armature (14) solidaire du plateau horizontal (13) et éventuellement un dispositif complémentaire de maintien (15) destiné à accueillir le sujet et au moins trois marqueurs (16) en matériau radio opaque disposés solidairement sur l'amarture (14), l'un des marqueurs (1) étant identifié comme origine d'un repère tridimensionnel orthogonal, les autres marqueurs (16) étant disposés de manière à fournir par projection la

(57) **Abrégé(suite)/Abstract(continued):**

connaissance d'au moins une valeur de distance entre les marqueurs (16) selon les trois axes X, Y et Z dudit repère, respectivement Lx, Ly et H. L'invention concerne également les applications, mises en œuvre et utilisation du dispositif.





DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

**(84) États désignés (régional) :** brevet ARIPO (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), brevet eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), brevet européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK,

TR), brevet OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Publiée :**

- avec rapport de recherche internationale
- avant l'expiration du délai prévu pour la modification des revendications, sera republiée si des modifications sont reçues

*En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.*

---

**(57) Abrégé :** La présente invention concerne un dispositif de stéréoradiographie en RX avec un plateau horizontal (13) rotatif et éventuellement translatif caractérisé en ce que le plateau (13) est orientable selon deux positions angulaires à 90° l'une de l'autre pour le tirage de deux clichés orthogonaux l'un par rapport à l'autre et en ce que le dispositif comprend aussi une armature (14) solidaire du plateau horizontal (13) et éventuellement un dispositif complémentaire de maintien (15) destiné à accueillir le sujet et au moins trois marqueurs (16) en matériau radio opaque disposés solidairement sur l'amarture (14), l'un des marqueurs (1) étant identifié comme origine d'un repère tridimensionnel orthogonal, les autres marqueurs (16) étant disposés de manière à fournir par projection la connaissance d'au moins une valeur de distance entre les marqueurs (16) selon les trois axes X, Y et Z dudit repère, respectivement Lx, Ly et H. L'invention concerne également les applications, mises en œuvre et utilisation du dispositif.

**« DISPOSITIF DE STEREO RADIOGRAPHIE ET PROCEDURE  
D'UTILISATION »**

La présente invention concerne un dispositif de stéréoradiographie permettant le calibrage des radiographies qui constitue le pré-requis indispensable à la reconstruction d'une image en trois dimensions à partir de deux clichés obtenus selon deux dimensions et en particulier un dispositif de stéréoradiographie destiné à positionner le sujet à radiographier et à être interposé entre une source de rayons X et un récepteur desdits rayons, comprenant un plateau horizontal mobile en rotation et/ou en translation selon une seule direction. La présente invention concerne également le procédé de calibrage et d'utilisation du présent dispositif.

Il existe de nombreuses publications et brevets qui divulguent la possibilité de reconstruire un objet en trois dimensions à partir de clichés obtenus en deux dimensions. C'est en particulier le cas de la stéréovision. La stéréoradiographie, ou radiographie multiplanaire, est basée sur les mêmes principes, la troisième dimension est donnée par la mise en correspondance d'au moins deux vues prises sous des incidences différentes et cette mise en correspondance n'est pas possible sans une étape de calibrage qui, en stéréovision est le plus souvent effectuée une fois pour toute avant la prise des images. Dans le cadre de la radiographie, ces différentes incidences imposent soit l'utilisation de plusieurs sources de rayons X, soit un déplacement spatial d'une source unique ou un déplacement du sujet à radiographier devant cette source unique.

Or, dans le cadre de la radiographie clinique, l'emploi simultané de deux sources de rayons X est extrêmement rare. De plus, la position de la source de rayons X doit être réglée pour chaque sujet à radiographier.

Un exemple en est la représentation en trois dimensions de la colonne vertébrale humaine. Les informations structurelles

de position et morphométriques que de telles représentations proposent sont particulièrement intéressantes. Elles peuvent par exemple aider un chirurgien dans son diagnostic pré- et post-opératoire ou encore être de nature à favoriser les interventions chirurgicales assistées par ordinateur.

Les seules informations de ce type qu'un chirurgien peut facilement recueillir proviennent des systèmes stéréoradiographiques qui ne sont disponibles que dans un très petit nombre d'hôpitaux. L'appareillage est généralement constitué d'une source et d'un film radiographique et d'une table tournante sur laquelle est disposé le patient de manière à obtenir plusieurs vues sous des incidences différentes. Un objet de calibrage est également ajouté à l'appareillage.

Il est en effet nécessaire de calibrer ces vues de manière à identifier les paramètres géométriques de l'environnement radiographique, c'est-à-dire préciser les positions relatives de la source de rayons X par rapport au film.

Il existe de nombreuses méthodes de calibrage mais celles-ci reposent sur la description des positions relatives des images et des sources X (ou des caméras) dans le cas général. Pour déterminer l'environnement radiographique, ces méthodes nécessitent de gérer 18 variables lors des calculs. Dans ce cas, l'objet de calibrage doit entourer la totalité du volume de mesure ce qui le rend particulièrement volumineux et encombrant.

De plus, le patient doit aussi être placé dans ce volume de mesure et peut être mis dans un inconfort et un état de stress dus à la structure de l'objet de calibrage qui l'entoure et/ou à la longueur du processus de mesure et d'acquisition.

Il a également été proposé de placer le patient allongé sur une table, comme pour le scanner. Cependant, à la différence de la position debout, cette mesure n'est pas

effectuée sous charge et les courbures de la colonne verticale (physiologiques ou pathologiques) en sont modifiées.

De plus, pour obtenir deux vues sous des incidences différentes avec un seul système générateur d'images, on peut avoir recours à une translation de la source (verticale ou horizontale). Mais les deux incidences obtenues sont souvent proches, ce qui engendre plus d'erreurs dans la reconstruction 3D. De plus les clichés ainsi obtenus ne correspondent pas aux radiographies courantes utilisées en routine clinique.

Les inventeurs ont donc mis au point, ce qui fait l'objet de l'invention, un dispositif interposé entre la source de rayons X et le récepteur vertical desdits rayons, permettant de placer le sujet dans deux positions consécutives en maintenant le sujet dans une position stable quasi immobile et permettant de faire apparaître dans les radiographies obtenues un ensemble de marqueurs dont la configuration est spécifique et les positions relatives dans l'espace sont connues et permettant une méthode de calibrage explicite pour le calcul de l'environnement radiographique de manière à faciliter les calculs de la reconstruction d'une image en trois dimensions à partir de deux radiographies calibrées.

A cet effet, le dispositif de stéréoradiographie destiné à positionner un sujet à radiographier et à être interposé entre une source de rayons X et un récepteur vertical desdits rayons, comprenant un plateau horizontal mobile en rotation et/ou en translation unidirectionnelle selon l'invention se caractérise en ce que ledit plateau est orientable selon deux positions référencées selon un angle de  $90^\circ$  l'une par rapport à l'autre et permettant la prise de deux clichés, correspondant à deux positions du sujet orthogonales l'une par rapport à l'autre et en ce que le dispositif comprend également une armature solidaire dudit plateau horizontal et éventuellement un dispositif complémentaire de maintien destiné à accueillir ledit sujet et à le maintenir dans une

position stable, et au moins trois marqueurs en matériau radio opaque disposés solidairement sur ladite armature, l'un desdits marqueurs étant identifié comme origine d'un repère tridimensionnel orthogonal, les autres marqueurs étant disposés de manière à fournir par projection sur les axes dudit repère la connaissance d'au moins une valeur de distance entre lesdits marqueurs selon les trois axes X, Y, et Z dudit repère, respectivement Lx, Ly et H.

En outre, grâce au plateau tournant du dispositif, on obtient alors deux clichés successifs face et profil qui pourront également être utilisés en tant que tel par le chirurgien pour un simple examen de routine.

De plus, la disposition d'un dispositif de maintien constitué par l'armature et/ou par un élément complémentaire, comme par exemple une paire de poignées, permet au sujet de trouver une position debout stable une fois monté sur ledit plateau, ce qui permet de maintenir le patient dans une position sensiblement identique lors de la rotation du plateau tournant pour l'amener de sa première position à la deuxième position après une rotation de  $90^\circ$  autour d'un axe central du plateau.

On obtient ainsi des radiographies calibrées puisqu'elles sont prises sous deux incidences, avec le sujet le plus immobile possible et contenant des marqueurs permettant le calcul de l'environnement radiographique, c'est à dire les paramètres décrivant la position et l'orientation relative du film et de la source lors de la prise des deux clichés.

Les clichés sont donc obtenus selon deux axes virtuels différents de prise de vue.

Le choix angulaire de rotation du plateau est à la fois dicté par des contraintes pratiques pour que les radiographies en tant que telles puissent être utilisées par le praticien mais également pour la simplification des calculs des images X projetées à partir d'un sujet. De plus, de nombreux invariants

sont présents : la distance entre le récepteur et la source reste constante, de même la hauteur de la source par rapport au dispositif est également invariante par construction.

L'ensemble des marqueurs, qui constitue le moyen de calibrage, est placé sur le plateau tournant. Cet ensemble constitue alors par projection des lignes verticales et horizontales qui encadrent les radiographies du sujet.

Les paramètres de calibrage sont alors calculés plan par plan et vue par vue à partir d'un sous-ensemble de marqueurs (parmi ceux visibles dans les radiographies) contrairement à toutes les autres méthodes qui intègrent le calcul de l'ensemble des points constitutifs du volume de l'objet de calibrage. Les paramètres déjà calculés ou les invariants sont alors réutilisés à chaque étape.

De préférence, les marqueurs seront situés dans des plans horizontaux et verticaux du repère tridimensionnel dont le premier marqueur est l'origine.

Dans une variante de réalisation du dispositif selon l'invention, celui-ci comprend trois marqueurs en matériau radio opaque, le premier marqueur étant identifié comme origine dudit repère, le second marqueur étant disposé dans un plan vertical comprenant ledit premier marqueur et à une hauteur  $H$  connue par rapport audit premier marqueur et à une distance  $L_y$  par rapport à l'axe vertical dudit repère et le troisième marqueur étant situé dans un plan horizontal passant par ledit premier marqueur et à l'aplomb dudit premier marqueur et à une distance  $L_x$  par rapport audit premier marqueur.

Dans une autre variante de réalisation, le dispositif selon l'invention comprend six marqueurs en matériau radio opaque, le premier marqueur étant identifié comme origine dudit repère, quatre marqueurs étant disposés dans un plan vertical comprenant ledit premier marqueur et formant deux paires de marqueurs ou dipôles, chacun des dipôles étant

disposé selon la verticale, le premier dipôle définissant une droite passant par ledit premier marqueur, le second dipôle étant situé à une distance  $L_y$  par rapport audit premier dipôle, les deux marqueurs de chaque dipôle étant séparés d'une hauteur  $H$  et le sixième marqueur étant situé dans un plan horizontal passant par ledit premier marqueur et à l'aplomb dudit premier marqueur et à une distance  $L_x$  par rapport audit premier marqueur

Enfin, dans une dernière variante de réalisation du dispositif selon l'invention, celui-ci comprend plus de six marqueurs en matériau radio opaque disposés selon deux lignes verticales parallèles et deux lignes horizontales perpendiculaires aux dites lignes verticales et l'un desdits marqueurs est identifié comme origine dudit repère.

L'utilisation d'un nombre plus élevé de marqueurs, mais toujours disposés sur des lignes selon les axes du repère permet de rendre l'information  $L_x$ ,  $L_y$ ,  $H$  redondante.

De manière préférentielle, ledit marqueur identifié comme origine dudit repère tridimensionnel comporte un marquage particulier en matériau radio opaque permettant de le distinguer simplement des autres marqueurs.

En particulier, ledit matériau radio opaque est un acier.

Le dispositif selon l'invention représente un système intégré qui permet à la fois le positionnement du patient, la projection des marqueurs sur les films et la rotation de l'ensemble pour obtenir deux clichés. Ce protocole est alors parfaitement compatible avec le protocole clinique de prise de radiographies (face, profil et source fixe).

Ce dispositif peut bien entendu fonctionner avec tout type de source de rayonnement X utilisée dans les applications usuelles et notamment dans le milieu médical et tout récepteur de rayons X, comme par exemple, les porte films argentiques classiques mais encore les détecteurs de rayons X numériques ou tout autre dispositif connu ou inconnu à ce jour.

Ce dispositif s'avère d'une utilisation simple pour les manipulateurs, par exemple les radiologues, et ne nécessite pas d'autre réglage que ceux de la source et du récepteur comme dans la prise de radiographie classique.

La structure du dispositif est ouverte, facile d'accès particulièrement dans le domaine médical pour un patient qui se positionne simplement en se maintenant à l'aide de l'armature et/ou d'un dispositif de maintien complémentaire éventuellement disposé à cet effet.

Les projections des marqueurs pourront de manière pratique être disposés sur les bords de la radiographie pour que le cliché soit le moins masqué possible d'où leur positionnement réel physique sur l'armature du plateau.

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description détaillée ci après faite en référence au dessin pour une application dans le cadre médical :

- La Figure 1 présente une variante de réalisation du dispositif selon l'invention ne comportant que trois marqueurs.

- La Figure 2 présente une autre variante de réalisation du dispositif selon l'invention comportant six marqueurs,

- La Figure 3 présente une autre variante de réalisation du dispositif selon l'invention comportant un grand nombre de marqueurs.

- La Figure 4 présente la variante de la figure 3 après rotation de  $90^\circ$ .

Sur la Figure 1, un marqueur 1 est identifié comme origine  $(0,0,0)$  d'un repère tridimensionnel en référence aux axes X, Y, et Z. Un second marqueur 2 est à la position définie par les coordonnées  $(a, Ly, H)$  où les valeurs Ly et H doivent être connues de l'utilisateur et où la valeur de a peut être quelconque. Un troisième marqueur 3 est à la position définie par les coordonnées  $(Lx, b, c)$  où la valeur Lx doit être

connue par l'utilisateur et où les valeurs de  $b$  et  $c$  peuvent être quelconques.

Sur la figure 2, un marqueur 1 est identifié comme origine d'un repère tridimensionnel en référence aux axes  $X$ ,  $Y$ , et  $Z$ . Quatre marqueurs 4, 5, 6 et 7 sont disposés dans un plan vertical comprenant le premier marqueur 1 et formant deux paires, 8 et 9, de marqueurs, chacune des paires 8 et 9 est disposée selon la verticale et la première paire 8 définit une droite passant par le premier marqueur 1. La seconde paire 9 est située à une distance  $L_y$  par rapport à la première paire 8. Les deux marqueurs 4 et 5, respectivement 6 et 7 de chaque paire 8 et 9 sont séparés d'une hauteur  $H$  et le cinquième marqueur 10 est situé dans un plan horizontal passant par le premier marqueur 1 et à l'aplomb de celui ci à une distance  $L_x$  par rapport audit premier marqueur 1. Ces distances sont fixées par construction et connues de l'utilisateur.

Sur les figures 3 et 4, le dispositif selon l'invention présente un ensemble de plus de six marqueurs. Ainsi, le dispositif est placé entre une source de rayons  $X$  11 et un porte film vertical 12 pour collecter les rayons  $X$  émis par la source 11. Le dispositif comprend un plateau horizontal 13 mobile en rotation selon des moyens mécaniques usuels et orientable selon deux positions référencées selon un angle de  $90^\circ$  l'une par rapport à l'autre et permettant la prise de deux clichés orthogonaux l'un par rapport à l'autre en faisant simplement tourner le plateau 13 autour de son axe. Les positions 0 et 90 sont repérés en coopérant par exemple avec des taquets de blocage, des goupilles, des marquages de couleur ou tout autre dispositif de repérage ou de blocage (non représentés). Une armature 14 solidaire du plateau horizontal 13 et équipée ici d'une paire de poignées 15 disposée en tant que dispositif de maintien complémentaire éventuel destinées à accueillir un sujet tout en lui assurant un bon équilibre et une position de repos qu'il pourra

conserver lors de la rotation du plateau 13 entre les deux positions de prise de vue. Des marqueurs 16 en matériau radio opaque sont disposés solidairement sur l'armature 14 selon au moins deux plans horizontal et vertical et ainsi les marqueurs forment un repère tridimensionnel dans lequel le marqueur 1 est identifié comme origine du repère, les autres marqueurs 16 étant disposés de manière à fournir la connaissance d'au moins une valeur de distance entre lesdits marqueurs 16 selon les trois axes X, Y et Z du repère, respectivement Lx, Ly et H.

Sur la figure 4, on présente le dispositif selon l'invention après rotation de  $90^\circ$  et en position pour effectuer le second cliché.

L'utilisation du dispositif selon l'invention se caractérise en ce que l'on place ledit dispositif entre ladite source de rayon X 11 et ledit récepteur de rayons X 12 de manière à ce que le plan vertical dudit repère tridimensionnel soit parallèle au plan dudit récepteur 12, en ce que l'on place le patient sur ledit plateau tournant 13, en ce que le patient se maintient dans une position de repos stable et figée à l'aide desdites poignées 15, on effectue un premier cliché du patient dans cette position, en ce que l'on effectue une rotation dudit plateau tournant 13 et éventuellement une translation de dégagement ou d'engagement du dispositif au plus près du film, ladite rotation étant de  $90^\circ$  et entraînant solidairement ladite armature 14, lesdits marqueurs 1,16 et ledit patient et en ce que l'on effectue un deuxième cliché dudit patient.

L'utilisation du dispositif se révèle alors particulièrement simple à la fois pour le praticien et le patient qui est placé dans une position de repos telle qu'il reste immobile durant toute la prise des clichés même lors de la rotation ou de la translation du plateau tournant 13.

La source de rayons X 11 est localisée en face du sujet (qui reste quasiment immobile sur le dispositif) puis le

Le système est placé dans deux positions successives, indexées de telle manière à orienter les axes du repère de l'espace  $(X, Y, Z)$  respectivement parallèles et perpendiculaires au plan du film radiographique 12.

Les marqueurs radio-opaques 1,16 se projettent alors dans l'image radiographique selon la disposition suivante : le marqueur 1 identifié comme origine du repère et les lignes verticales sont visibles dans les deux images, une des deux lignes horizontales est visible dans l'une des deux images. Il s'agit de la ligne qui est parallèle au plan du film.

On appelle lignes verticales ou horizontales, les lignes obtenues en reliant les marqueurs 1,4,5,6,7,10,16 du système par exemple dans le cas d'un dispositif selon l'invention conçu sur le principe décrit et présenté aux figures 2 et 3, ou alors les projections des lignes reliant les différents marqueurs 1,2,3 du dispositif sur les axes du repère tridimensionnel, comme par exemple dans le cas d'un dispositif conçu sur le principe décrit et présenté à la figure 1.

De cette façon, un repère de référence pour chaque image radiographique peut être défini,  $\mathcal{R}_{\text{image1}}$  ( $O_1, u_1, v_1, w_1$ ) figure 3 et  $\mathcal{R}_{\text{image2}}$  ( $O_2, u_2, v_2, w_2$ ) figure 4 : à savoir l'origine fixée sur la projection du marqueur identifié comme origine du repère et les axes selon les projections des lignes verticales et horizontales.

Par conséquent, le dispositif de stéréoradiographie permet de déterminer des conditions spécifiques pour la prise des images radiographiques.

Premièrement, l'orientation du repère de référence de l'espace ( $\mathcal{R}_{\text{espace}}$ ) par rapport aux deux repères de référence des images ( $\mathcal{R}_{\text{image1}}$  et  $\mathcal{R}_{\text{image2}}$ ) est fixée et connue. Les relations géométriques entre les coordonnées tridimensionnelles et bidimensionnelles (images 1 et 2) sont établies en fonction de deux signes  $\mathbf{m}_1$  et  $\mathbf{m}_2$  connus, imposés par la position du système tournant. La matrice  $M$  de passage de  $\mathcal{R}_{\text{espace}}$  à  $\mathcal{R}_{\text{image}}$  est alors

définie par :  $M = \begin{bmatrix} m_1 & m_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ m_2 & -m_1 & 0 \end{bmatrix}$  dans laquelle les couples

$(m_1, m_2) = (1, 0)$  pour la radiographie latérale droite

$(m_1, m_2) = (-1, 0)$  pour la radiographie latérale gauche

$(m_1, m_2) = (0, -1)$  pour la radiographie postero-antérieure

$(m_1, m_2) = (0, 1)$  pour la radiographie antero-postérieure

Ensuite, la distance entre le film radiographique 12 (d) et la source 11 ainsi que la hauteur de celle-ci par rapport au système  $(Z_s)$  reste inchangée pendant la prise successive des deux images, seul le dispositif est déplacé en rotation et éventuellement en translation.

Enfin, pour chaque cliché, la position de la source de rayons X 11 exprimée par rapport aux repères de référence des images  $(u_{s1}, v_{s1}, u_{s2}, v_{s2}$  et  $d$ ) et exprimée par rapport au repère de référence de l'espace  $(X_{s1}, Y_{s1}, X_{s2}, Y_{s2}$  et  $Z_s)$  sont liées géométriquement du fait de la construction des repères en projection.

Ainsi, ces conditions spécifiques, imposées par le dispositif, permettent de définir l'environnement de la prise des images radiographiques avec un nombre d'inconnues géométriques indépendantes limité à six (au lieu de dix-huit dans le cas général).

Il est alors nécessaire de calibrer l'environnement radiographique des prises de vue, c'est-à-dire déterminer les positions relatives des images par rapport aux sources de rayons X, qui peuvent être décrites par 6 inconnues indépendantes (par exemple).

Le calcul des paramètres indépendants de l'environnement radiographique (susmentionnés ou autres) est effectué selon une procédure de calibrage spécifique en utilisant au mieux la configuration des marqueurs radio opaques (l'information projetée est différente d'une image à l'autre et selon les

axes considérés) et en intégrant les invariants et les relations géométriques dues à la construction des repères en projection et citées ci-dessus.

En particulier, on peut calculer spécifiquement  $X_{s1}$ ,  $Y_{s1}$ ,  $X_{s2}$ ,  $Y_{s2}$ ,  $Z_s$  et  $d$ , en tant que paramètre de l'environnement radiographique par une procédure spécifique, considérant séparément et successivement les plans verticaux et horizontaux des deux images.

Selon la configuration des marqueurs la procédure peut prendre la forme suivante :

La première étape de la procédure consiste à déterminer les paramètres liés au plan vertical de l'image 1 ( $d$ ,  $Z_s$  et  $Y_{s1}$ ) en considérant les coordonnées des lignes de marqueurs verticales (exprimées dans  $\mathcal{R}_{\text{espace}}$ ) et leur projection (exprimées dans  $\mathcal{R}_{\text{image1}}$ ). On utilise alors la méthode des moindres carrés avec les équations :

$$Y_{v_{s1}} + v_1 Y_{s1} + \frac{Zd}{m_1 k} = v_1 Y \quad \text{et} \quad v_{s1} = - \frac{Z_s d}{m_1 k Y_{s1}}$$

La seconde étape de la procédure consiste à déterminer le paramètre lié au plan horizontal de l'image 1 ( $X_{s1}$ ) en considérant les coordonnées des lignes de marqueurs horizontales (exprimées dans  $\mathcal{R}_{\text{espace}}$ ) et leur projection (exprimées dans  $\mathcal{R}_{\text{image1}}$ ) ainsi que les paramètres déjà calculés ( $d$  et  $Y_{s1}$ ). On utilise ici encore la méthode des moindres carrés sur :

$$Y_{u_{s1}} + u_1 Y_{s1} + Xd = u_1 Y \quad \text{et} \quad u_{s1} = - \frac{X_{s1} d}{Y_{s1}}$$

La troisième étape de la procédure consiste à déterminer le paramètre lié au plan vertical de l'image 2 ( $X_{s2}$ ) en considérant les coordonnées des lignes de marqueurs verticales (exprimées dans  $\mathcal{R}_{\text{espace}}$ ) et leur projection (exprimées dans  $\mathcal{R}_{\text{image2}}$ ) ainsi que les paramètres déjà calculés ( $d$  et  $Z_s$ ).

On utilise alors :

$$V_{s2} = \frac{Z_s d}{m_2 k X_{s2}} \text{ et } X v_{s2} + v_2 X_{s2} + \frac{Z d}{m_2 k} = v_2 X$$

et on obtient :

$$v_2 X_{s2}^2 + \left( \frac{Z d}{m_2 k} - v_2 X \right) X_{s2} - \frac{X Z_s d}{m_2 k} = 0$$

La quatrième et dernière étape de la procédure consiste à déterminer le paramètre lié au plan horizontal de l'image 2 ( $Y_{s2}$ ) en considérant les coordonnées des lignes de marqueurs horizontales (exprimées dans  $\mathcal{R}_{\text{espace}}$ ) et leur projection (exprimées dans  $\mathcal{R}_{\text{image2}}$ ) ainsi que les paramètres déjà calculés ( $d$  et  $X_{s2}$ ). On utilise alors :

$$X u_{s2} + u_2 X_{s2} - Y d = u_2 X \text{ et } u_{s2} = \frac{Y_{s2} d}{X_{s2}}$$

Le calcul des paramètres géométriques de l'environnement est effectué par un programme informatique dont les données d'entrée introduites sont les suivantes :

- L'orientation des radiographies prises sur le dispositif (postéro-antérieure ou antéro-postérieure et latérale droite ou latérale gauche).

- Les coordonnées des marqueurs dans chaque image. Ces coordonnées sont obtenues lors d'une étape d'identification de la projection des marqueurs dans le film, effectuée par un procédé standard (table à numériser ou logiciel informatique après numérisation des films radiographiques).

- Les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs, obtenues une fois pour toutes lors de la fabrication du dispositif (données de fabrication, verniers, pieds à coulisses).

A la fin du programme, l'ensemble des paramètres géométriques de l'environnement est calculé par un algorithme approprié (les six paramètres indépendants plus les autres, déduits ou connus à priori).

La présente invention n'est bien entendu pas limitée aux variantes d'exécution présentées ci avant à titre d'exemples illustratifs non limitatifs ni aux variantes de mise en œuvre du dispositif selon l'invention dans les procédés décrits.

Ainsi, il sera possible de combiner le dispositif selon l'invention avec par exemple une table de pression permettant de déterminer la ligne de gravité du corps et pouvoir utiliser cette information en corrélation avec celles que fournit directement le dispositif selon l'invention.

## REVENDICATIONS

1. Dispositif de stéréoradiographie destiné à positionner un sujet à radiographier et à être interposé entre une source de rayons X (11) et un récepteur vertical (12) desdits rayons, comprenant un plateau horizontal (13) ayant une mobilité parmi au moins une de rotation et translation unidirectionnelle, caractérisé en ce que ledit plateau (13) est orientable selon deux positions référencées selon un angle de  $90^\circ$  l'une par rapport à l'autre et permettant la prise de deux clichés correspondant à deux positions du sujet orthogonales l'une par rapport à l'autre et en ce que le dispositif comprend également une armature verticale (14) solidaire dudit plateau horizontal (13) et, un dispositif complémentaire de maintien (15) destiné à accueillir ledit sujet et à le maintenir dans une position stable, et au moins trois marqueurs (16) en matériau radio opaque disposés solidairement sur ladite armature (14), l'un desdits marqueurs (1) étant identifié comme origine d'un repère tridimensionnel orthogonal, les autres marqueurs (16) étant disposés de manière à fournir par projection la connaissance d'au moins une valeur de distance entre lesdits marqueurs (16) selon les trois axes X, Y et Z dudit repère, respectivement Lx, Ly et H.

2. Dispositif selon la revendication 1 caractérisé en ce qu'il comprend trois marqueurs en matériau radio opaque, le premier marqueur (1) étant identifié comme origine dudit repère, le second marqueur (2) étant disposé dans un plan vertical comprenant ledit premier marqueur et à une hauteur H connue par rapport audit premier marqueur et à une distance Ly par rapport à l'axe vertical dudit repère et le troisième marqueur (3) étant situé dans un plan horizontal passant par ledit premier marqueur et à l'aplomb dudit premier marqueur et à une distance Lx par rapport audit premier marqueur.

3. Dispositif selon la revendication 1 caractérisé en ce qu'il comprend six marqueurs en matériau radio opaque, le premier marqueur (1) étant identifié comme origine dudit repère, quatre marqueurs (4, 5, 6, 7) étant disposés dans un plan vertical comprenant ledit premier marqueur (1) et formant deux dipôles (8, 9), chacun des dipôles (8, 9) étant disposé selon la verticale, le premier dipôle (8) définissant une droite passant par ledit premier marqueur (1), le second dipôle (9) étant situé à une distance  $L_y$  par rapport audit premier dipôle (8), les deux marqueurs (4 et 5, 6 et 7) de chaque dipôle (8 et 9) étant séparés d'une hauteur  $H$  et le sixième marqueur (10) étant situé dans un plan horizontal passant par ledit premier marqueur (1) et à l'aplomb dudit premier marqueur (1) et à une distance  $L_x$  par rapport audit premier marqueur (1).

4. Dispositif selon la revendication 1 caractérisé en ce qu'il comprend plus de six marqueurs (16) en matériau radio opaque disposés selon deux lignes verticales parallèles et deux lignes horizontales perpendiculaires audit lignes verticales et en ce que l'un desdits marqueurs (1) est identifié comme origine dudit repère.

5. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que ledit marqueur (1) identifié comme origine dudit repère tridimensionnel comporte un marquage en matériau radio opaque permettant de le distinguer des autres marqueurs (16).

6. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que ledit matériau radio opaque est un acier.

7. Procédé d'utilisation du dispositif selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que l'on place ledit dispositif entre ladite source de rayon X (11) et ledit récepteur (12) de rayons X de manière à ce que un plan vertical dudit repère tridimensionnel soit parallèle au plan

dudit récepteur (12), en ce que l'on place le patient sur ledit plateau tournant (13), en ce que le patient se maintient dans une position de repos stable et figée à l'aide desdites poignées (15), en ce que l'on effectue un premier cliché du patient dans cette position, en ce que l'on effectue une rotation dudit plateau tournant (13) et éventuellement une translation de dégagement ou d'engagement du dispositif au plus près du film, ladite rotation étant de  $90^\circ$  et entraînant solidairement ladite armature (14), lesdits marqueurs (1, 16) et ledit patient et en ce que l'on effectue un deuxième cliché dudit patient.

8. Procédé de calibrage du dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que l'on calcule spécifiquement 6 paramètres indépendants de l'environnement radiographique en utilisant au mieux la configuration des marqueurs radio-opaques et en intégrant les invariants et les relations géométriques dues à la construction des repères en projection.

9. Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce que l'on calcule spécifiquement les paramètres de l'environnement radiographique respectivement  $X_{s1}$ ,  $Y_{s1}$ ,  $X_{s2}$ ,  $Y_{s2}$ ,  $Z_s$  et  $d$  en considérant séparément et successivement les plans verticaux et horizontaux des deux images.

10. Procédé selon l'une, quelconque, des revendications 8 et 9, caractérisé en ce que :

- l'on détermine les paramètres liés au plan vertical de la première image en considérant les coordonnées des lignes desdits marqueurs verticales et leur projection,

- l'on détermine le paramètre lié au plan horizontal de la première image en considérant les coordonnées des lignes de marqueurs horizontales et leur projection ainsi que les paramètres déjà calculés,

- l'on détermine le paramètre lié au plan vertical de la deuxième image en considérant les coordonnées des lignes de

marqueurs verticales et leur projection ainsi que les paramètres déjà calculés et enfin,

- l'on détermine le paramètre lié au plan horizontal de la deuxième image en considérant les coordonnées des lignes de marqueurs horizontales et leur projection ainsi que les paramètres déjà calculés.

11. Procédé de traitement des radiographies obtenues à l'aide du dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 6 de manière à permettre le calibrage caractérisé en ce que sont introduites :

- l'orientation des radiographies prises sur ledit dispositif,

- les coordonnées des marqueurs dans chaque image par une identification de la projection des marqueurs dans le film,

- les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs, obtenues lors de la fabrication du dispositif,

et en ce que l'on calcule par un algorithme approprié de l'ensemble des paramètres géométriques de l'environnement.

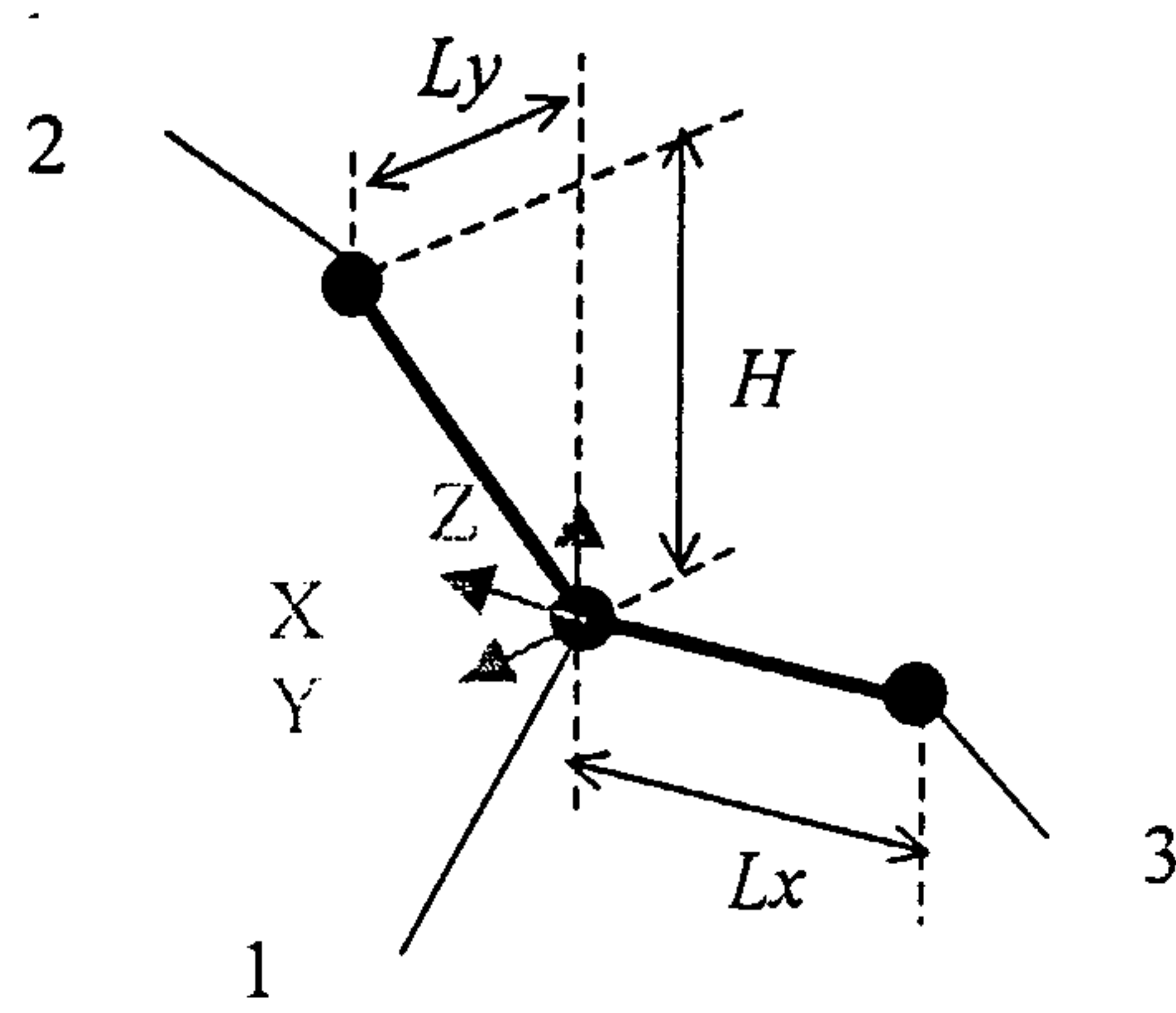


Figure 1

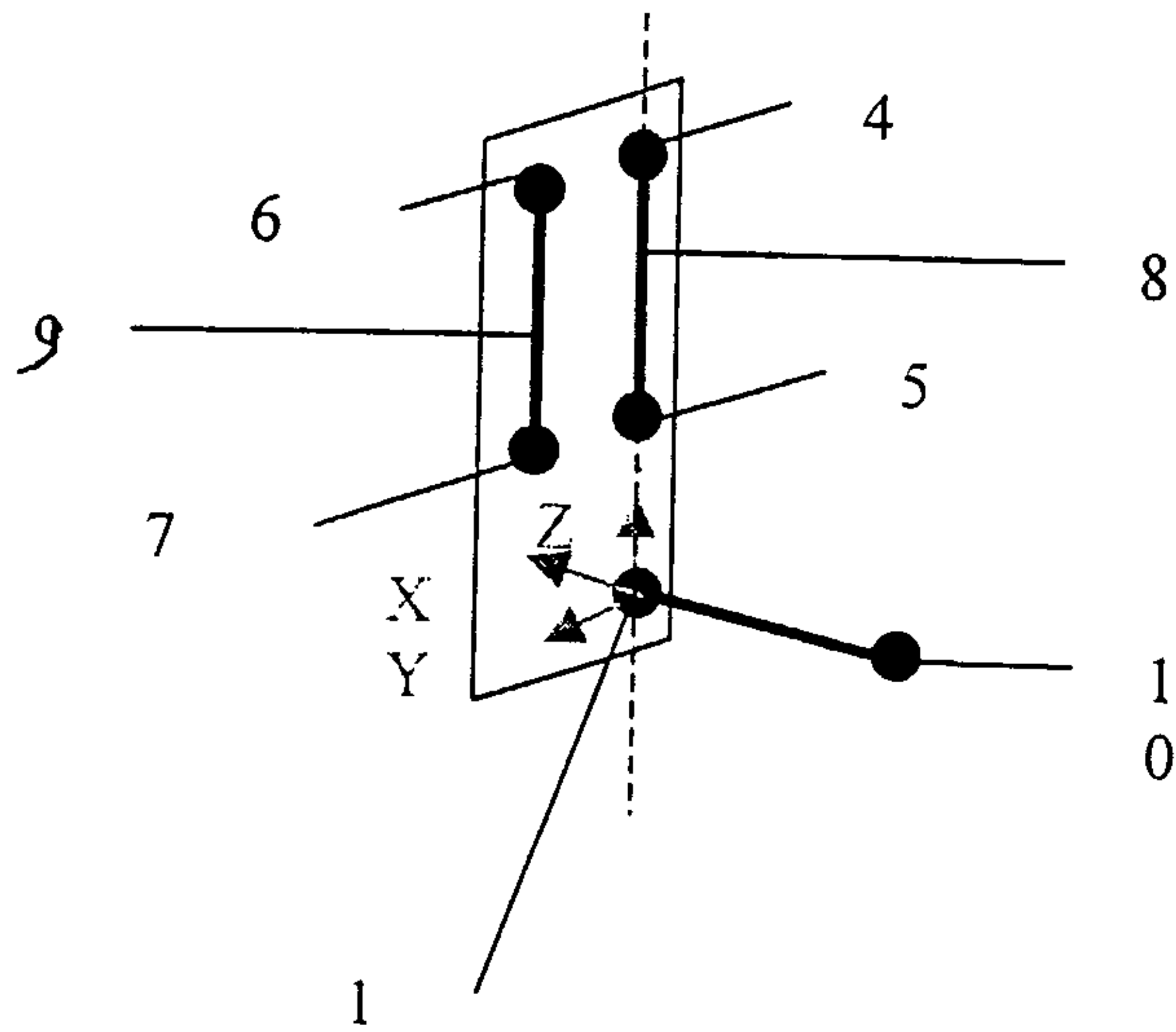


Figure 2

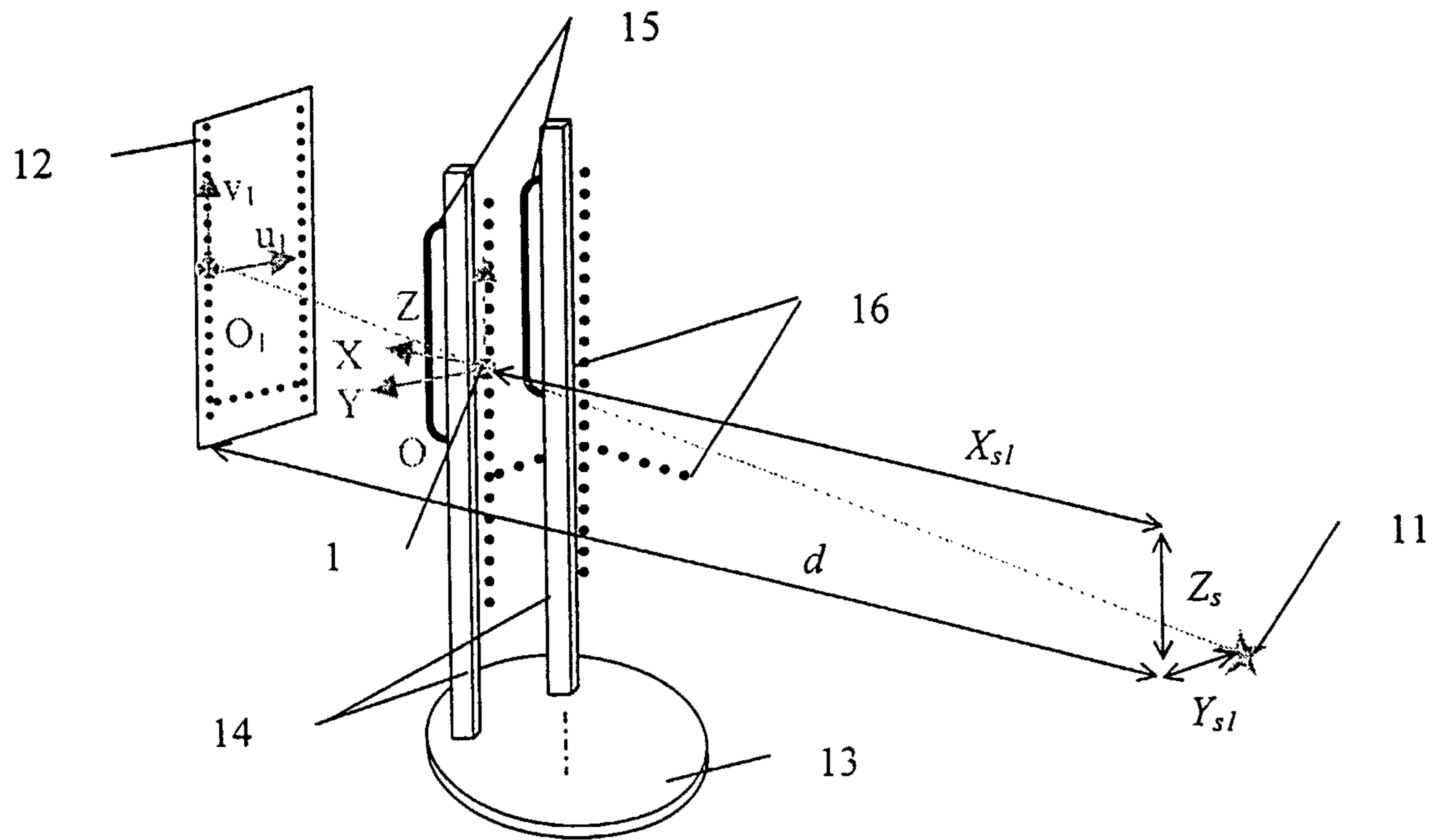


Figure 3

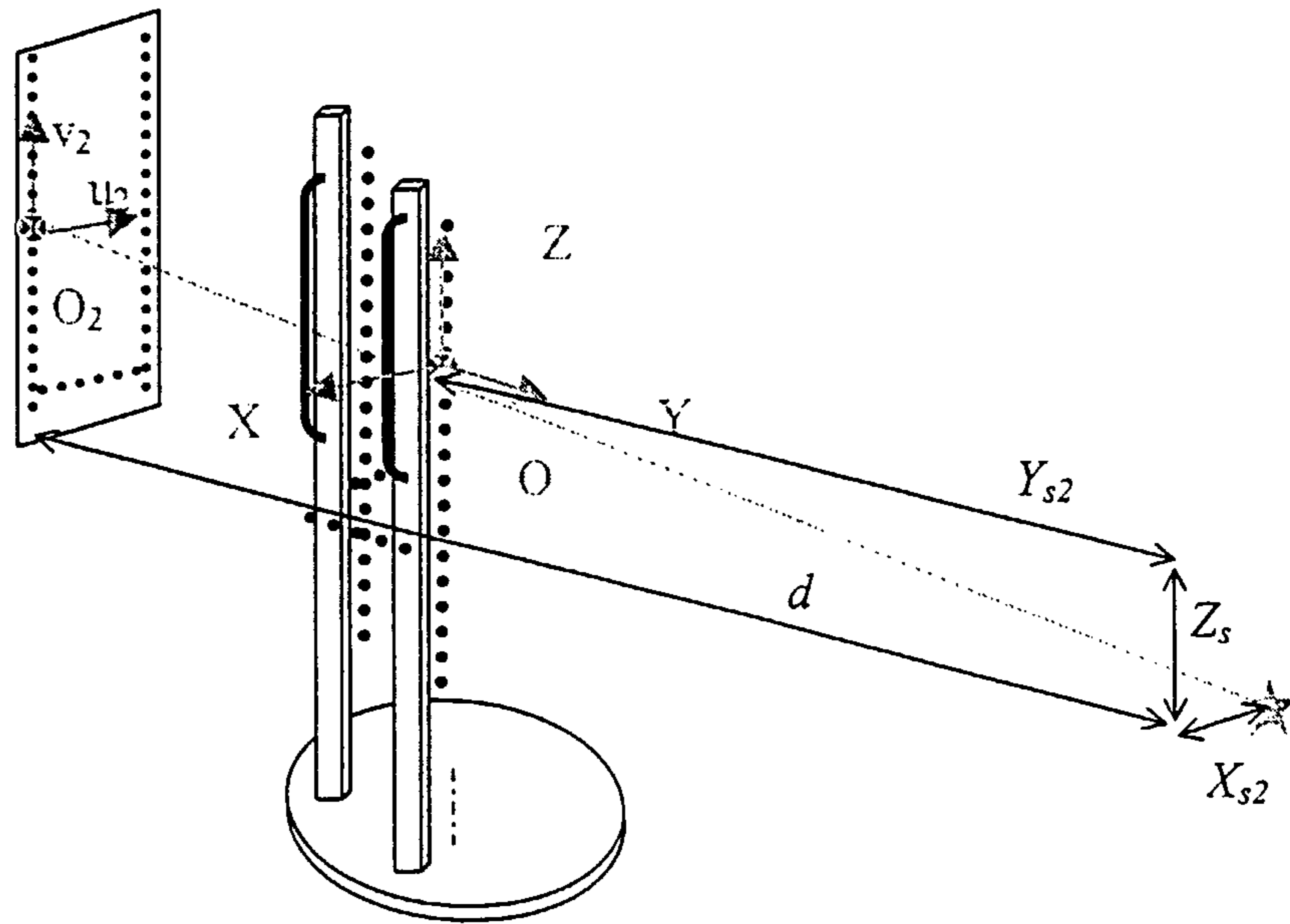


Figure 4

