

ITALIAN PATENT OFFICE

Document No.

102012902042666A1

Publication Date

20131018

Applicant

CENMS SRL

Title

DISPOSITIVO OTTICO PER IL CONTOURING DI ELEMENTI DI FORMA
ARBITRARIA

La presente invenzione riguarda un dispositivo ottico per la sagomatura (CONTOURING) di oggetti di forma arbitraria, come i denti. Nel contesto della presente domanda si intende per "contouring" la ricostruzione 3D di un oggetto di forma arbitraria.

Metodi di misura, basati sulla proiezione di linee che risultano della interferenza tra i fronti d'onda che emergono da due fibre ottiche sono noti allo stato dell'arte. Alcuni esempi sono descritti in: J.L.Santos, T.P.Newson and A.Jackson, Electronic speckle-pattern interferometry using single-mode fibers and active fringe stabilization, Optics Letters, vol.15 n°10, pp.573-575; A.J.Moore, R.McBride, J.S.Barton and J.D.C. Jones, Closed-loop phase stepping in a calibrated fiber-optic fringe projector for shape measurement, Applied Optics, vol.41 n°16, pp.3348-3354; T.L.Pennington, X.Hai, M.Russel, W.Anbo, Optics & Laser Technology, vol.33 n°5, pp.313-320.

I metodi di contouring noti presentano alcuni inconvenienti quando applicati in ambienti non di laboratorio. Uno di questi inconvenienti è che la temperatura ambiente non è costante durante il tempo di misura e nemmeno uniforme lungo il percorso delle fibre ottiche. Un altro inconveniente dei metodi noti di "contouring" di oggetti di forma arbitraria basati sull'interferenza tra fronti d'onda che emergono da due fibre ottiche è la necessità di una lunga distanza tra la punta delle fibre ottiche e l'oggetto sottoposto a misura, in modo da avere un volume di misura di dimensioni accettabili.

Inoltre questa tecnica è affidabile solo per la ricostruzione di forme "lisce", e genera errori inaccettabili quando applicata a forme arbitrarie, come meglio spiegato più avanti in questo documento.

Questi inconvenienti sono di particolare importanza quando la misurazione senza contatto viene applicata in odontoiatria. Infatti le misure senza contatto possono consentire una maggiore precisione di ricostruzione rispetto alle misure per contatto, nonché aumentare sensibilmente il comfort del paziente, ma la temperatura nella cavità orale non è costante né controllabile, e lo spazio disponibile tra il dispositivo di misurazione e l'oggetto sottoposto alla misura limitato. Inoltre la forma da ricostruire è altamente irregolare e presenta generalmente più cuspidi o discontinuità.

Scopo del presente trovato è quello di fornire un dispositivo e una tecnica di misurazione, basati sulla proiezione delle frange di interferenza tra i fronti d'onda che emergono da due fibre ottiche, che superi gli inconvenienti connessi con i dispositivi e le tecniche già note dallo stato della tecnica.

- 5 In particolare, per quanto riguarda l'applicazione del contouring in campo odontoiatrico, le tecniche tradizionali sono causa di disagio per il paziente, e l'accuratezza finale della misura dipende da una varietà di fattori che non sempre possono essere completamente controllati dal dentista. Per questo motivo un dispositivo innovativo è stato sviluppato al fine di ottenere il "contouring" di elementi dentari nella cavità orale. È chiaro che l'odontoiatria è solo uno dei
10 possibili campi di applicazione della presente invenzione, finalizzata alla ricostruzione 3D di oggetti forma arbitraria in ambiente non di laboratorio.

I requisiti che un sistema di misura deve avere per funzionare nel campo dell'odontoiatria sono i seguenti:

- i. Dimensioni del volume di misura: 1 cm x 1 cm x 1 cm;
- 15 ii. Utilizzabilità in ambiente orale;
- iii. Miniaturizzazione;
- iv. Misura rapida per evitare errori introdotti da eventuali movimenti;
- v. Sensibilità e risoluzione di almeno 100 µm;
- vi. Possibilità di seguire la forma complessa del dente.

- 20 È chiaro che il requisito iv. rende inapplicabili tutti quei metodi che richiedono la scansione della superficie come la triangolazione laser, l'olografia conoscopica, la proiezione di linea mediante laser, la tecnica "depth from focus" ecc. Le tecniche di tipo Speckle dipendono fortemente dalle proprietà superficiali dell'oggetto in esame. A causa della presenza della saliva queste proprietà possono cambiare molto rapidamente influenzando le misurazioni in
25 maniera importante. Queste tecniche non appaiono quindi appropriate in vista del requisito ii. La ricostruzione mediante interferometria olografica digitale è fortemente influenzata dalle vibrazioni, al punto che sembra difficile applicarla in un dispositivo portatile.

La proiezione di moiré è in grado di ricostruire la topografia dentale, ma non in presenza di elevate pendenze, come nel caso di cuspidi. D'altro canto la proiezione di luce strutturata permette di riprodurre esattamente la geometria di un dente, tuttavia richiede l'uso di una proiezione di luce digitale e implementa la proiezione di pattern multipli, con ciò aumentando
5 il tempo richiesto per la misura.

Come già detto, scopo del presente trovato è quello di realizzare un dispositivo portatile e miniaturizzato per il contouring di elementi di forma arbitraria in ambiente non di laboratorio. Ciò viene ottenuto a mezzo di un dispositivo in grado di eseguire simultaneamente la tecnica di proiezione delle frange di interferenza e la tecnica del "depth from focus".

10 Inoltre è descritto un metodo per analizzare le immagini riprese con il dispositivo.

Il dispositivo secondo la presente invenzione viene qui descritto, e si basa sul seguente principio. Quando due sorgenti puntiformi (cioè due fibre ottiche) sono strettamente vincolate, le due onde sferiche producono interferenza. Questo fenomeno è universalmente noto come interferenza di Young. La distribuzione di intensità del modello di interferenza in
15 un piano parallelo a quello contenente le fenditure è:

$$I = I_0 \left[1 + \cos \left(\frac{2akx}{d} + \varphi_i \right) \right] \quad (1)$$

Dove:

2a è la distanza tra le punte delle fibre ottiche;

k è il vettore d'onda;

d è la distanza tra il piano contenente le sorgenti puntiformi e il piano immagine

20 φ_i è la differenza di fase iniziale tra i fronti d'onda interferenti.

Le frange generate dalle due fibre ottiche sono proiettate sull'oggetto da misurare. Il pattern ottenuto viene registrato da una telecamera CCD.

I sistemi noti nello stato dell'arte e il sistema secondo la presente invenzione verranno descritti con riferimento alle seguenti figure:

25 In fig. 1 è mostrato un sistema di misurazione come noto dallo stato della tecnica;

In fig. 2 è mostrata la geometria per il calcolo di D_{beam} ;

In fig. 3 è mostrata la geometria dei due sistemi di riferimento utilizzati;

In fig. 4 e 5 è mostrato lo schema di funzionamento dell'accoppiatore;

In fig. 6 sono mostrati punti su differenti piani lungo l'asse z ;

In fig. 7 è mostrata una schematizzazione del dispositivo secondo la presente invenzione;

5 In fig. 8 e 9 sono indicate le funzioni MTF;

Nelle figure da 10 a 13 sono mostrati vari diagrammi che mostrano la relazione tra fase e z ;

Nella figura 14 è schematizzato l'algoritmo di unwrapping;

In figura 15 e 16 è mostrata la variazione di altezza in funzione della distanza delle fibre e la sensibilità per frangia in funzione della distanza $2a$;

10 In figura 17 è mostrata la variazione del diametro del fascio in funzione della distanza;

Le figure 18 e 19 mostrano rispettivamente le variazioni di sensibilità rispetto alle posizioni z_0 , posizioni e x_0 , all'interno del volume di misura

I risultati sulle analisi di sensibilità rispetto alla conoscenza della distanza $2a$ tra le estremità delle fibre sono mostrati nelle fig. 21,22,23.

15 Nelle figure 24, 26 e 27 sono mostrate varie immagini acquisite con il sistema di misurazione secondo la presente invenzione;

Nella figura 25 è mostrato il contrasto in funzione della posizione z ;

In Figure 28, 29 e 30 è mostrato uno schema di realizzazione di un dispositivo manuale di misurazione secondo la presente invenzione.

20 I sistemi di misura, come noto allo stato dell'arte, si basano sullo schema di triangolazione di fig. 1, dove una sorgente laser (1) illumina due fibre ottiche (31,32) attraverso un accoppiatore (2). La luce viene riflessa da un oggetto di cui si vuole eseguire la misura (5) e registrata da una telecamera CCD (4). Inoltre, le estremità delle fibre (31,32) si suppone siano sul segmento AA' ortogonale alla direzione di osservazione. d_f è la distanza delle fibre dall'origine dei sistemi di riferimento, D è la distanza tra il segmento AA' e l'asse x_0 .

25 Due sistemi di riferimenti possono essere introdotti, aventi l'origine coincidente. Le equazioni di trasformazione dal sistema di riferimento dell'oggetto al sistema di riferimento del proiettore sono le seguenti:

$$x_f = z_o \sin \beta + x_o \cos \beta \quad (2)$$

$$z_f = x_o \sin \beta - z_o \cos \beta \quad (3)$$

Utilizzando le equazioni di trasformazione delle coordinate (2) e (3), la fase φ può essere espressa nel sistema di riferimento oggetto come:

$$\varphi = \frac{2ak}{d}(z_o \sin \beta + x_o \cos \beta) \quad (4)$$

La distanza d può essere determinata come:

$$d = d_f + z_f = d_f + x_o \sin \beta - z_o \cos \beta \quad (5)$$

Dove z_f è data dall'eq. (3).

5 Combinando Eq. (4) e (5), può essere ottenuto:

$$\varphi = \frac{2ak}{d_f + x_o \sin \beta - z_o \cos \beta}(z_o \sin \beta + x_o \cos \beta) \quad (6)$$

L'equazione (6) relaziona direttamente la fase e l'altezza del punto se i parametri geometrici del sistema e la lunghezza d'onda della luce proiettata sono noti. In primo luogo, dall'eq. (1) e ricordando il vettore di espressione onda $k = 2\pi / \lambda$, il passo del reticolo proiettato è:

$$p = \frac{\lambda d}{2a} \quad (7)$$

10 Il passo proiettato aumenta con la distanza "d" dell'oggetto dalle fibre. Questo effetto deve essere considerato al fine di ottenere un'elevata precisione di misura. Inoltre, cambiando la distanza $2a$ tra le fibre è possibile aumentare o diminuire, in una certa misura, il passo del reticolo.

Ogni valore nello spettro della luce visibile è ammissibile per λ .

15 Un valore preferenziale per λ è compreso tra 600 e 650 nm, ma altri valori sono utilizzabili, purché siano correttamente inseriti nelle equazioni utilizzate per l'analisi. In molti degli esperimenti condotti è stato utilizzato un valore di λ pari a 632.8 nm.

La sensibilità per frangia S_f può essere espressa come:

$$S_f = \frac{p}{\sin \beta} \quad (8)$$

Se la proiezione e la visione sono entrambe dall'infinito.

La sensibilità effettiva può essere valutata a partire dalla profondità di bit della "CCD" e il numero effettivo di livelli di grigio osservati nell'immagine registrata dal sensore. La maggior parte delle fotocamere lavora con una profondità di 8 bit corrispondente a 256 livelli di grigio. Tuttavia, l'attenta analisi di immagini proiettate ha rivelato che queste, in effetti, coprono solo circa una metà della gamma dinamica. Una ipotesi ragionevole è quella di avere circa 100 livelli di grigio. La sensibilità corrispondente per ogni livello di grigio diventa:

$$S = \frac{p}{100 \cdot \sin \beta} \quad (9)$$

Un altro parametro importante di cui si deve tener conto nella progettazione del sistema di proiezione delle frange è il campo di illuminazione. Le fibre ottiche monomodali sono caratterizzate da una apertura numerica N.A., generalmente compresa tra 0,10 e 0,20. Un valore di N.A. = 0,12 è stato usato in molti esperimenti, ma altri valori N.A. sono consentiti. Il N.A. di una fibra è definito come segue:

$$N.A. = n \sin \gamma \quad (10)$$

Dove n è l'indice di rifrazione del mezzo in cui la luce viaggia all'uscita della fibra e γ è l'angolo di apertura del fascio conico originato dalla fibra. Conoscendo N.A., si può calcolare la distanza L dalle estremità delle fibre a cui inizia l'interferenza tra i fasci. Il diametro del fascio (D_{beam}) può essere determinato come indicato in fig. 2, dove le estremità delle fibre (31,32) sono mostrate distanziate di una distanza $2a$. Dalla Fig.2, la seguente equazione può essere scritta:

$$D_{beam} = 2d \tan \gamma - 2a \quad (11)$$

Per utilizzare praticamente il metodo di misura descritto, è necessario mantenere due fibre ottiche in una posizione relativa fissa. Ad esempio la distanza $2a$ può essere compresa tra 100 μm e 200 μm . Secondo una realizzazione preferita le fibre possono essere mantenute in posizione da un supporto micro-lavorato mediante ablazione laser. Per fabbricare il supporto la terza armonica di un fascio laser Nd: YAG Q-switched deve essere focalizzata su una piastra di alluminio. Ciò causa l'avvio di un processo di ablazione con cui viene rimosso uno

strato superficiale dell'ordine di pochi micron attraverso due meccanismi: evaporazione termica e onda d'urto. Spostando il pezzo da micro-lavorare a mezzo di un sistema di traslazione è possibile incidere canali per le fibre. Ad esempio le dimensioni dei canali possono essere di larghezza 240 μm e 60 μm di profondità. Le fibre possono essere accuratamente posizionate all'interno del canale con l'aiuto di un microscopio ottico.

In situazioni reali l'Eq. (6) che relaziona l'altezza dell'oggetto $z_o(i, j)$ in un dato pixel con la corrispondente configurazione di intensità di fase $\varphi(i, j)$ valutata per lo stesso pixel, deve essere modificata per tener conto di un'altra caratteristica del pattern sinusoidale proiettato. Le frange di interferenza possono essere leggermente inclinate se le estremità delle fibre non appartengono alla linea AA'. In parole semplici, oltre l'angolo di rotazione β tra l'oggetto e il sistema di riferimento fibra, di cui si tiene conto nello schema di triangolazione di Fig.1, un'altra rotazione θ attorno ad un asse contenuto nel piano y_f - z_f deve essere introdotta, come mostrato nella fig. 3. Le coordinate (x_f, y_f, z_f) possono essere ottenute a partire dalle coordinate (x_o, y_o, z_o) utilizzando le seguenti matrici.

$$\mathfrak{Z} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{pmatrix} \quad (12)$$

$$\mathfrak{R}_\beta = \begin{pmatrix} \cos \beta & 0 & -\sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \beta & 0 & \cos \beta \end{pmatrix} \quad (13)$$

$$\mathfrak{R}_\theta = \begin{pmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (14)$$

La matrice $\mathfrak{Z}$ descrive l'inversione dell'asse Z_f rispetto all'asse z_o . Le matrici $\mathfrak{R}_\beta$ e $\mathfrak{R}_\theta$ sono le matrici di rotazione descrizione, rispettivamente, la rotazione attorno all'asse x_o e attorno Z_o -asse. Utilizzando tali matrici si possono ottenere le coordinate (x_f, y_f, z_f) a partire dalle coordinate (x_o, y_o, z_o) . Cioè:

$$\begin{pmatrix} x_f \\ y_f \\ z_f \end{pmatrix} = \mathfrak{R}_\beta \cdot \mathfrak{R}_\theta \cdot \mathfrak{Z} \begin{pmatrix} x_o \\ y_o \\ z_o \end{pmatrix} \quad (15)$$

Con lo sviluppo dei prodotti nell'Eq. (15), segue:

$$\begin{pmatrix} x_f \\ y_f \\ z_f \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_o \cos\theta \cos\beta + z_o \sin\beta + y_o \cos\beta \sin\theta \\ -x_o \sin\theta + y_o \cos\theta \\ x_o \sin\beta + y_o \sin\theta \sin\beta - z_o \cos\beta \end{pmatrix} \quad (16)$$

La relazione (6) tra la fase $\varphi(i, j)$ e l'altezza $z(i, j)$ può essere riscritta come:

$$\varphi = \frac{2ak(x_o \cos\theta \cos\beta + z_o \sin\beta + y_o \cos\beta \sin\theta)}{d_f + x_o \sin\beta \cos\theta + y_o \sin\theta \sin\beta - z_o \cos\beta} \quad (17)$$

Infine, si può scrivere:

$$z_o = \frac{\varphi(d_f + x_o \sin\beta \cos\theta + y_o \sin\theta \sin\beta)}{2ak \sin\beta + \varphi \cos\beta} + \frac{-2akx_o \cos\beta \cos\theta - 2aky_o \cos\beta \sin\theta}{2ak \sin\beta + \varphi \cos\beta} \quad (18)$$

L'equazione (18) consente, una volta che tutti i parametri costruttivi e geometrici della configurazione ottica sono noti, di ricostruire la forma dell'oggetto. In parole semplici, si può determinare l'altezza $z_o(i, j)$ della superficie a partire dal valore di fase $\varphi(i, j)$ del pattern deformato valutata in quel pixel. Dall'equazione (18) è anche possibile effettuare una valutazione più accurata della sensibilità del sistema ottico. A tal fine, il gradiente di z_o rispetto alla fase φ è calcolato come segue:

$$\begin{aligned} \frac{\partial z_o}{\partial \varphi} &= \frac{(d_f + x_o \sin\beta + y_o \sin\theta \sin\beta)}{(2ak \sin\beta + \varphi \cos\beta)} \\ &\quad - \frac{[\varphi(d_f + x_o \sin\beta \cos\theta + y_o \sin\theta \sin\beta)] \cos\beta}{(2ak \sin\beta + \varphi \cos\beta)^2} \\ &\quad - \frac{[-2akx_o \cos\beta \cos\theta - 2aky_o \cos\beta \sin\theta] \cos\beta}{(2ak \sin\beta + \varphi \cos\beta)^2} \end{aligned} \quad (19)$$

Dall'equazione (19) risulta che la sensibilità per frangia dipende da diversi fattori: l'angolo β di illuminazione, come è usuale per la triangolazione, l'angolo di inclinazione delle frange θ ; la distanza delle punte della fibra dall'origine della coordinata sistema di riferimento d_f ; la fase stessa, perciò questo significa che la sensibilità per frangia dipende anche dall'altezza dell'oggetto in un dato pixel (ciò è dovuto al fatto che il passo del reticolo proiettato non è costante), infine, dalla posizione del punto (x_o, y_o) da misurare.

Dall'equazione (18) è possibile valutare come le misure possono essere influenzate da incertezze o conoscenze inadeguate dei parametri costruttivi e geometrici della

configurazione ottica. In particolare, è interessante analizzare l'influenza della distanza $2a$, parametro che è il più difficile da misurare con precisione a causa della distanza molto ridotta tra le fibre. Prendendo la derivata parziale della z_o rispetto a $2a$ si ottiene:

$$\begin{aligned} \frac{\partial z_o}{\partial (2a)} = & \frac{(kx_o \cos \beta \cos \theta + ky_o \cos \beta \sin \theta)}{(2ak \sin \beta + \varphi \cos \beta)} \\ & - \frac{[\varphi(d_f + x_o \sin \beta \cos \theta + y_o \sin \theta \sin \beta)] k \sin \beta}{(2ak \sin \beta + \varphi \cos \beta)^2} \\ & - \frac{[-2akx_o \cos \beta \cos \theta - 2aky_o \cos \beta \sin \theta] k \sin \beta}{(2ak \sin \beta + \varphi \cos \beta)^2} \end{aligned}$$

- 5 Come già detto, nella precedente analisi delle caratteristiche del sistema di proiezione delle frange la differenza di fase tra i due rami dell'interferometro di Young è stata trascurata. Gli argomenti sviluppati sono ancora validi, se φ_i non cambia con il tempo. Questa ipotesi può essere considerata valida in un ambiente di laboratorio, a condizione che nessuna
- 10 turbolenza dell'aria o vibrazioni (per esempio, indotte dal sistema di climatizzazione o altre attrezzature di laboratorio) si verifichino in prossimità delle fibre ottiche. Tuttavia, quando le fibre sono in ambiente non di laboratorio, ed in particolare quando sono poste nell'ambiente endorale, il modello mostrato proietta piccole oscillazioni random provocate da variazioni nel tempo della fase iniziale $\varphi_i = \varphi_i(t)$. Le oscillazioni provengono da una differenza di temperatura tra i due rami dell'interferometro che si verifica quando il dispositivo viene
- 15 inserito nella cavità orale o, in generale, è esposto a un gradiente termico. La fase della luce guidata nella fibra, infatti, dipende fortemente dalla temperatura. In realtà, differenze di temperatura anche dell'ordine di 10 mK possono produrre variazioni significative di fase. Il rapporto tra la differenza di fase e il gradiente di temperatura può essere stimato approssimativamente pari a 100 (rad / K) / m. Pertanto, per una fibra 1 m, il gradiente
- 20 termico di 10 mK produrrà la variazione di fase di 1 rad.

In ambiente non di laboratorio l'effetto del gradiente termico non può essere eliminato stabilizzando il campo termico che circonda il dispositivo di misurazione, come di solito si fa

in misure di laboratorio. Non esistono tecniche note dallo stato dell'arte che permettono di superare questo problema.

Il dispositivo secondo la presente invenzione è provvisto di mezzi in grado di monitorare e controllare gli effetti dei gradienti termici. Secondo una realizzazione preferita, l'accoppiatore

5 (2) utilizzato nel dispositivo secondo la presente invenzione è un accoppiatore a quattro porte, configurato come mostrato nelle figure 4 e 5. In figura 4 l'accoppiatore (2) con quattro porte è usato per trasportare il fascio di luce. La luce introdotta nella fibra attraverso la porta di ingresso (21) è divisa dall'accoppiatore (2) tra le due porte di uscita (22,23), collegate alle fibre ottiche (31,32). Parte della radiazione in questi due rami torna indietro all'interno della
10 fibra a causa della riflessione di Fresnel sulle facce terminali delle fibre. Questa radiazione è ricombinata dall'accoppiatore (2) e interferisce alla quarta porta (24) del sistema che agisce quindi complessivamente come un interferometro Michelson classico, come mostrato in fig. 5. In funzione delle variazioni nella differenza di fase tra le fibre collegate alle porte (22,23) fluttuazioni di intensità possono essere osservate e monitorate alla porta
15 (24). Secondo una realizzazione preferita, la fluttuazione intensità può essere osservata con un fotodiodo (non mostrato in fig. 4). L'intensità alla porta (24) è la seguente:

$$I_{24} = \beta I_1 [1 + V \cos 2(\varphi_2 - \varphi_1)] \quad (21)$$

dove:

I_1 è l'intensità della sorgente laser accoppiato alla porta 21;

β è una costante che tiene conto dell'efficienza di accoppiamento e dell'attenuazione della
20 fibra

V è la visibilità;

φ_1 e φ_2 sono i ritardi di fase rispettivamente per i bracci (22) e (23).

L'equazione (21) permette di monitorare la differenza di fase tra le fibre (31,32) collegate alle porte (22,23) misurando l'intensità sulla porta (24), quindi tiene in conto dell'effetto del
25 gradiente termico.

Quando l'immagine delle frange proiettate sull'oggetto (5) viene registrata dalla CCD (4), un'operazione di unwrapping può essere effettuata per estrarre informazioni dalla

distribuzione di fase. La mappa di fase per un pattern di linee proiettate ottenuta dalla elaborazione del segnale nello spazio delle frequenze è una distribuzione discontinua di valori contenuti nell'intervallo $[0, 2\pi]$. Gli algoritmi di unwrapping classici, noti nello stato dell'arte, spesso falliscono quando la superficie dell'oggetto da ricostruire comprende
5 gradienti elevati o quando vi è un gruppo di oggetti distinti. In questi casi, è necessario contare le frange in modo tale da aggiungere il numero corretto di salti 2π . Per spiegare ciò, uno schema del sistema di proiezione delle frange e del sistema di imaging è mostrato in figura 6.

Figura 6 mostra due punti H e H' corrispondenti alle due posizioni z_1 e z_2 nello spazio: questi
10 punti hanno lo stesso valore di fase. In altre parole, essi appartengono alle due frange differenti adiacenti 1 e 2, rispettivamente. Le tecniche di misura note allo stato dell'arte non discernono z_1 e z_2 , poiché l'informazione di fase è la stessa per i due punti. Il dispositivo secondo la presente invenzione, mostrato schematicamente in fig. 7, consente di superare questo limite associato con tecniche di misurazione note dalla tecnica.
15 Se il punto H ha il suo piano coincidente con il piano immagine del sensore della fotocamera, il punto H' è leggermente fuori fuoco. Ciò implica che il contrasto locale delle frange nel punto H è superiore al contrasto locale nel punto H'. Se si può discriminare la variazione di contrasto con una risoluzione sufficiente, cioè se si può discriminare la variazione di contrasto nella frangia corrispondente ad uno spostamento pari alla sensibilità per frangia,
20 l'informazione aggiuntiva può essere utilizzata per superare l'ambiguità 2π .

Pertanto nel dispositivo secondo la presente invenzione è compreso un secondo proiettore a fibra ottica (10) rivolto verso l'oggetto (5). La luce irradiata dal secondo proiettore (10) viene riflessa da un elemento ottico (9) verso l'oggetto sottoposto a misura (5), con un fascio parallelo all'asse della camera CCD (4).

25 L'elemento ottico (9) è configurato per riflettere la luce emessa dal secondo proiettore (8) e per trasmettere la luce riflessa dall'oggetto (5) verso la camera CCD (4). Secondo una realizzazione preferita, detto elemento ottico può essere un prisma. Come già detto il raggio del secondo proiettore (8) è parallelo all'asse CCD. Nella configurazione coassiale indicata in

fig.7 la forma dell'oggetto non introduce cambiamenti nella frequenza spaziale del reticolo proiettato. In altre parole, l'angolo di illuminazione è $\beta = 0^\circ$ e, secondo l'eq. (8), la sensibilità per frangia diventa infinita. Pertanto, la configurazione ottica è insensibile alle componenti fuori dal piano, e non può effettuare il contouring dell'oggetto. Per soddisfare le esigenze di avere sufficiente profondità di campo della telecamera in modo da avere frange ben contrastate all'interno dell'intero volume di misura e, al tempo stesso, una netta riduzione del contrasto delle frange generate dal secondo proiettore (8), la luce originata dalla sorgente addizionale (10) può essere proiettata sull'oggetto (5) attraverso un elemento ottico (7) avente una funzione ottica di trasferimento in grado di aumentare la variazione contrasto con la profondità. Secondo una realizzazione preferita tale elemento può essere una lente piano-convessa.

L'inserimento dell'elemento ottico (7) modifica la funzione ottica di trasferimento (OTF) delle frange generate dal secondo proiettore (8): la OTF risultante è data dal prodotto tra la funzione di trasferimento ottico della lente di proiezione frangia (7) OTF_{Proj} e la funzione di trasferimento ottico del sistema di imaging (4) OTF_{Imag} .

La funzione di trasferimento ottico è una funzione complessa la cui parte reale (MTF) regola il contrasto

$$MTF_{Tot} = |OTF_{Proj} \cdot OTF_{Imag}| = MTF_{Proj} \cdot MTF_{Imag} \quad (28)$$

Dal momento che il contrasto delle frange proiettate dipende da due fattori, si può tenere fisso il fattore MTF_{Imag} e scegliere una MTF_{Proj} sufficientemente ripida. In altre parole la MTF ottenuta rilevando con la stessa CCD (4) la luce emessa dalla fibra ottica (31,32) e dal secondo proiettore (10) è differente. In fig. 8 e 9 la MTF nel primo caso e nel secondo è rappresentata come una funzione della posizione lungo l'asse z del punto (51) dell'oggetto di misura (5). In Fig.8 la funzione MTF in caso di mancato utilizzo di una lente di proiezione è mostrata, mentre la Fig.9 mostra cosa accade, in termini di riduzione del contrasto, se una lente piano-convessa avente una lunghezza focale $f = 75 \text{ mm}$ viene utilizzata. In una realizzazione preferita la camera CCD può avere un sistema di imaging con una

profondità di campo di 100 mm a 4 linee/mm. La variazione di contrasto all'interno del volume di misura relativa al sistema di imaging è quindi piccola. Pertanto, il termine MTF_{Proj} domina l'Eq. (28), e l'interposizione di una lente piano-convessa modifica la MTF. In sintesi il dispositivo di misurazione secondo la presente invenzione combina due diversi

5 tipi di misurazione. Il proiettore principale, comprendente gli elementi (1,2,31,32), realizza la proiezione di frange in un sistema di triangolazione classico e recupera la forma dell'oggetto in funzione della fase modulata dalla superficie. Il secondo proiettore (8) realizza una misura tipo DFF (Depth from focus), permettendo di valutare le informazioni contenute nel contrasto. Tuttavia, a differenza di quanto avviene nei sistemi di misura basati sulla DFF, non si effettua

10 in questo caso una scansione del volume di misura alla ricerca della posizione di fuoco per ciascun pixel, nella scansione del volume di misura con la tecnica di misurazione secondo la presente invenzione non è eseguita una ricerca per la migliore posizione di fuoco ad ogni pixel. Invece, la riduzione del contrasto dell'immagine viene monitorata. Questo approccio è fattibile per misurazioni grossolane, approssimativamente nell'ordine della sensibilità di

15 frangia, e le informazioni contenute nel contrasto possono pertanto essere utilizzate per sommare il numero corretto di 2π .

Per ottenere una misura affidabile deve essere determinato il passo minimo Δz da discriminare a mezzo della variazione di contrasto per assegnare un numero corretto di salti $2n$ alla fase per la successiva operazione di unwrapping. Infatti non è sufficiente

20 un passo Δz uguale alla sensibilità per frangia. La figura 10 mostra la fase per un dato pixel in posizioni diverse z all'interno del volume di misura. Si può vedere che la corretta assegnazione di salti $2n$ sarebbe $n = 0$ per i punti A e B ed $n = 1$ per i punti C e D. Tuttavia, è facilmente comprensibile che il contrasto al punto B è molto più simile per il contrasto di $\Delta z = S_f$ del contrasto valutato in $\Delta z = 0$. Pertanto, se il passo minimo discriminabile Δz è uguale

25 alla sensibilità per frangia, un numero n di salti errato verrebbe assegnato al punto B. La strategia adottata per risolvere questo problema è la seguente: entro due salti di fase consecutivi almeno tre livelli di contrasto opportunamente scelti devono essere discriminati,

come mostrato in fig. 11. La Figura 11 mostra cosa accade introducendo una classe intermedia di contrasto. All'interno di ciascun intervallo compreso tra due livelli adiacenti di contrasto, ci sono alcuni valori di fase che non sono possibili. Per lo scenario rappresentato in figura 11, l'assegnazione del numero di salti $2n$ diritto può essere fatto utilizzando la
5 seguente regola.

Prima di tutto è il caso di puntualizzare che Δz_{contr} è la minima variazione z rilevabile da una misura di contrasto, e deve essere minore della sensibilità per frangia. Dividendo l'asse z in segmenti di misura Δz_{contr} si ottiene una serie di punti i ($i_0, i_1, i_2 \dots$). I punti i definiscono i confini tra due segmenti adiacenti; I segmenti Δz_{contr} sono numerati ed
10 associati all'indice i ($i=0$ al primo segmento, $i=1$ per il secondo e così via ...).

Misurando il contrasto nella regione intorno a ciascun pixel, due indici possono essere associati al pixel: un primo indice (m) è l'indice del segmento Δz_{contr} su cui si suppone che il punto cada secondo la misura di contrasto; un secondo indice (l) è l'indice del segmento Δz_{contr} dove il punto cadrebbe se no fosse nel segmento identificato dal primo indice (m). In
15 parole semplici l'indice " l " è l'indice associato al segmento adiacente al segmento identificato dall'indice " m ", posizionato dal lato in cui si suppone che il punto cada.

Se la misura della mappa del contrasto ha assegnato il livello di contrasto $m=0$, allora n è posto uguale a zero. Questo è il caso del punto A. I punti B e C, posizionati ai confini del livello adiacente di contrasto, saranno con tutta probabilità associati al livello di contrasto
20 $m=1$. Lo stesso può accadere per il punto D. Per questi casi può essere definita la seguente regola di assegnazione: $n=m$ se $\varphi(i,j,z) < \varphi(i,j,z_{m+1})$; altrimenti $n=0$. Proseguendo così il punto E sarà associato al livello di contrasto $m=2$, ma, per questo livello, il numero di salti assegnato è $n=1$.

Perciò è chiaro che è necessario determinare la variazione di contrasto corrispondente a
25 differenti posizioni nel volume di misura con uno step Δz minore della sensibilità per frangia.

Un altro problema da risolvere è quello della classificazione del contrasto misurato ad un dato pixel come appartenente ad una delle n classi di contrasto di altezza Δz_{contr} all'interno del volume di misura.

Infatti l'informazione di contrasto deve essere determinata per ciascun pixel di coordinate

5 (x,y) dell'immagine. L'associazione del valore di Δz partendo dalla misura di contrasto non è deterministica, dal momento che i componenti utilizzati per proiettare la luce non sono ideali ed il laser emesso può avere molte differenze rispetto ad una distribuzione gaussiana standard. Perciò è stato sviluppato un algoritmo che, imparando da alcuni esempi che corrispondono alle misure di contrasto di frange che giacciono in piani posizionati a distanze
10 $n \cdot \Delta z_{\text{contr}}$ dall'origine del sistema di riferimento sia in grado di assegnare la classe di contrasto più vicina a ciascun pixel in una misura reale effettuata su un oggetto generico. Un approccio deterministico non può essere utilizzato in quanto le imperfezioni statistiche nelle fibre ottiche rendono la soluzione di questo problema differente per ogni singolo apparecchio di misura. Il problema di "pattern recognition" formulato può essere risolto, per esempio, con
15 l'utilizzo di reti neurali artificiali. Una rete neurale artificiale è costituita da un insieme di unità di elaborazione semplici che possono esser classificate, in base alla loro funzione come: neuroni di input (101) che ricevono l'informazione in ingresso; neuroni nascosti (102) che ricevono l'informazione da neuroni e la trasmettono ad altri neuroni; neuroni di output, che danno in output la risposta finale. Come accade nei neuroni reali che hanno una soglia di
20 attivazione, i neuroni artificiali possono essere in uno stato attivo o passivo. Nel primo caso il segnale in ingresso al singolo neurone è trasmesso a tutti gli altri neuroni connessi moltiplicato dal peso associato a quel neurone. Il segnale risposta di un neurone artificiale può essere formulato come:

$$R = \phi \left(\sum_{i=1}^n w_i S_i - \theta_i \right) \quad (29)$$

Perciò il segnale risposta è una funzione della somma degli n segnali in input S_i pesati a
25 mezzo del cosiddetto peso sinaptico w_i mentre θ_i gioca il ruolo della soglia di attivazione del

neurone. Il pattern in ingresso viene mandato ai neuroni di input, e da questi i segnali viaggiano in parallelo attraverso tutti i nodi interni, fino a che arrivano ai neuroni di output che danno la risposta in uscita. L'informazione è elaborata a livello di singolo neurone senza alcuna conoscenza di cosa stia accadendo ai neuroni che non sono connessi al neurone stesso. Una proprietà importante delle reti neurali artificiali è che, come accade nelle reti neurali biologiche, sono in grado di imparare delle relazioni partendo da degli esempi iniziali. Ciò viene fatto nelle cosiddette "supervised networks" sottomettendo alla rete un training set costituito da una serie di vettori di input ($x = x_1, x_2, \dots, x_n$) dei quali è noto il corrispondente "target vector" ($t = t_1, t_2, \dots, t_n$). Il processo di addestramento è realizzato in una maniera tipica dei sistemi adattivi. La rete inizia con dei pesi inizializzati in maniera casuale per ciascun neurone e calcola i corrispondenti output ($o = (o_1, o_2, \dots, o_n)$). Questo output è confrontato con il l'output target noto t . I pesi delle connessioni sinaptiche sono modificati iterativamente al fine di minimizzare la differenza tra l'output desiderato e l'output effettivo. Nella presente applicazione una maniera preferenziale di addestrare la rete neurale è di registrare 25 immagini in corrispondenza di ciascuna posizione $C_i = i * \Delta z_{contr}$ nel volume di misura. La FFT può quindi essere calcolata per ciascuna immagine. Le immagini possono essere filtrate con un filtro del primo ordine del pattern di frange proiettato per eliminare il termine di background ed il rumore di speckle. Tali termini infatti introducono disturbo nel contrasto del pattern di frange proiettato e complicano il compito di classificazione. Il filtro utilizzato è preferibilmente un filtro gaussiano. Dopo il filtraggio la trasformata inversa di Fourier deve essere calcolata e quindi, per ciascun pixel, viene considerata una finestra quadrata intorno al pixel. I valori dell'intensità minima, media, massima e totale (in valori di grigio) sono calcolati per ciascuna finestra quadrata relativa a ciascun pixel. Questi valori rappresentano le quattro componenti del vettore di input per la rete neurale. Per quanto concerne il vettore target, ciascuna classe viene etichettata. Ciò viene fatto introducendo un codice binario da associare a ciascuna classe. La classe C_0 è identificata dalla parola binaria (1,0,...,0), la classe C_1 dalla parola binaria (0,1,0...0) e così via.

In un secondo modo di realizzazione la calibrazione può essere effettuata senza l'ausilio di una rete neurale. La calibrazione può essere ottenuta catturando alcune immagini di oggetti posizionati a intervalli noti all'interno di tutto il volume di misura.

5 Per ciascun pixel, a mezzo della FFT e del filtraggio, un valore di contrasto può essere determinato. Ciò significa che per ciascun pixel e per ciascuna posizione nota all'interno del volume di misura può essere calcolato il contrasto, con ciò definendo i limiti delle classi di contrasto che sono associate ai segmenti ΔZ_{contr} .

A questo punto, acquisendo immagini durante una misura effettiva, è possibile calcolare il contrasto per ciascun pixel. Per esempio il contrasto calcolato potrebbe essere quello
10 indicato con PV_{ex} in fig. 25. Una prima (PV1) ed una seconda (PV2) classe possono essere associate al valore di contrasto misurato, con ciò definendo un primo (m) ed un secondo (l) indice associato al pixel.

A prescindere dal metodo di calibrazione utilizzato, la caratteristica essenziale è che con lo strumento di misura secondo la presente invenzione al contrasto misurato per ciascun pixel
15 può essere associata una prima ed una seconda classe di contrasto.

L'analisi a mezzo di reti neurali costituisce uno strumento affidabile per la classificazione del contrasto, in altre parole permette di distinguere i differenti livelli di contrasto associati con le posizioni $m \cdot \Delta Z_{\text{contr}}$ con quasi il 100% di successo. In ogni caso anche il secondo metodo di classificazione descritto può essere utilizzato. Il motivo dell'utilizzo dei livelli di contrasto
20 nell'algoritmo di unwrapping è stato spiegato con riferimento alla figura 11 e può adesso essere meglio specificato.

La figura 12 mostra il comportamento della fase $\phi(i,j,z)$ per un dato pixel. Consideriamo il caso in cui un pixel sia stato classificato come appartenente alla classe di contrasto C_0 . In tal caso la posizione del punto deve essere all'interno del range definito da $m=0$, indicato in
25 figura. Tutti i punti in quel range appartengono alla prima frangia e perciò non è necessario sommare nessun salto pari a 2π . Se n è il numero di 2π da aggiungere, può essere stabilita la regola: $m=0 \rightarrow n=0$.

Si deve osservare che ciò è vero se il valore della fase per quel pixel alla posizione $1 \cdot \Delta z_{\text{contr}}$ indicata da φ_1 in figura è maggiore del valore della fase per lo stesso pixel alla posizione $2 \cdot \Delta z_{\text{contr}}$ (φ_2). Questo caso sarà illustrato successivamente. Consideriamo il caso in cui un dato pixel sia assegnato alla classe C_1 . In questo caso la posizione del pixel deve essere nel range indicato dai domini $m=0$ o $m=1$. Si deve notare che se il valore della fase nella regione considerata è maggiore di φ_1 nessun salto 2π deve essere aggiunto. Perciò di può dire che SE ($m=1$ & $\varphi(i,j) > \varphi_1$) ALLORA $n=0$. Anche nel caso in cui $\varphi_2 < \varphi(i,j) < \varphi_1$ il punto deve appartenere alla prima frangia, perciò SE ($m=1$ & $\varphi_2 < \varphi(i,j) < \varphi_1$) ALLORA $n=0$. Se invece $\varphi(i,j) < \varphi_2$, viene considerato il secondo indice di classificazione "l" e la regola di assegnamento è la seguente: SE ($m=1$ & $\varphi(i,j) < \varphi_2$ & $l=0$) ALLORA $n=0$; ALTRIMENTI SE ($m=1$ & $\varphi(i,j) < \varphi_2$ & $l=1$) ALLORA $n=1$.

Se il pixel è classificato come appartenente alla classe di contrasto C_2 allora il range deve essere quello indicato da $m=1$ o $m=2$. In questo caso SE ($m=2$ & $\varphi(i,j) < \varphi_1$ & $l=1$) ALLORA $n=1$ e SE ($m=2$ & $\varphi(i,j) < \varphi_1$ & $l=3$) ALLORA $n=2$. Nel caso in cui $\varphi(i,j) > \varphi_1$ viene considerato il secondo indice di classificazione e le regole di assegnamento sono le seguenti: SE ($m=2$ & $\varphi(i,j) > \varphi_1$ & $l=1$) ALLORA $n=0$; SE ($m=2$ & $\varphi(i,j) > \varphi_1$ & $l=3$) ALLORA $n=1$.

È perciò possibile assegnare il corretto numero di salti 2π all'interno dell'intero volume di misura. Per coprire tutte le possibili situazioni ancora un altro caso deve essere considerato, quello in cui $\varphi_1 < \varphi_2$ o più generalmente $\varphi_i < \varphi_{i+1}$, come mostrato in figura 13. Se il pixel è classificato come appartenente alla classe C_0 , allora i punti nell'area $m=0$ devono essere considerati, e la classificazione avviene con il criterio seguente: SE ($m=0$ & $\varphi(i,j) > \varphi_0$) ALLORA $n=0$; SE ($m=0$ & $\varphi(i,j) < \varphi_1$) ALLORA $n=1$.

Se il punto è classificato come appartenente alla classe C_1 , allora i punti nel dominio $m=0$ ed $m=1$ devono essere considerati. In quel caso SE ($m=1$ & $\varphi(i,j) < \varphi_1$) ALLORA $n=1$; altrimenti il secondo indice di classificazione deve essere considerato e SE ($m=1$ & $\varphi(i,j) > \varphi_0$ & $l=2$) ALLORA $n=1$; SE ($m=1$ & $\varphi(i,j) > \varphi_0$ & $l=0$) ALLORA $n=0$.

Ovviamente l'algoritmo di unwrapping può essere eseguito a mezzo di appositi programmi per computer che implementino l'algoritmo seguente. Le matrici $m(i,j)$ e $l(i,j)$ contenenti l'informazione sulla classificazione dei livelli di contrasto sono date in input alla routine con le matrici a_z, b_z, c_z, d_z che contengono i coefficienti dell'interpolazione polinomiale che relaziona la posizione z alla fase per ciascun pixel. Le matrici sono ottenute proiettando la griglia su un piano e muovendo questo piano nel volume di misura con un traslatore micrometrico avente un'accuratezza nel posizionamento di 10 micron. A ciascuno step l'immagine è registrata a mezzo della CCD fino al raggiungimento del limite anteriore del volume di misura. Per eseguire la calibrazione vengono quindi attuati i seguenti passi:

1. Vengono caricate le mappe di fase corrispondenti ai differenti piani di calibrazione. Ciascuna immagine viene precedentemente rinominata in modo che le cifre dopo il segno underscore indichino la coordinata z_0 corrispondente al piano di riferimento.
2. Per ciascun pixel i valori della fase corrispondenti a ciascun piano sono estratti e la differenza tra i valori di fase relativi a due piani consecutivi viene controllata
3. Se la differenza di fase indica che è avvenuto un salto 2π , allora 2π viene sommato al valore di fase relativo al piano. Questa operazione viene ripetuta finché tutti i piani non sono stati analizzati.
4. Il risultato dello step 3 è che per ciascun pixel c'è un valore della fase corrispondente a posizioni discrete all'interno dell'intero volume di misura.
5. I valori di fase determinati per ciascun pixel vengono interpolati con un polinomio del terzo ordine, ottenendo i coefficienti $a_z(i,j)$, $b_z(i,j)$, $c_z(i,j)$, $d_z(i,j)$. Alla fine di questo step sono disponibili quattro matrici di calibrazione:

a_z contiene, per ciascun pixel il coefficiente del terz'ordine del polinomio interpolante;

b_z contiene, per ciascun pixel il coefficiente del secondo ordine del polinomio interpolante;

c_z contiene, per ciascun pixel il coefficiente del primo ordine del polinomio interpolante;

d_z contiene, per ciascun pixel il coefficiente di ordine zero del polinomio interpolante;

Una volta che queste matrici sono state calcolate, il valore della fase ad un dato pixel corrispondente ad una assegnata profondità può essere ottenuto dall'equazione 32.

$$\begin{aligned}
\varphi(l, f) = & a_z(l, f) \cdot z^3(l, f) + b_z(l, f) \cdot z^2(l, f) \\
& + c_z(l, f) \cdot z(l, f) + d_z(l, f) \\
& v(l, f)
\end{aligned}
\tag{32}$$

I valori di fase φ_k corrispondenti alle posizioni $k \cdot \Delta z_{\text{contr}}$ sono quindi calcolati. Successivamente possono essere implementate le regole di assegnazione del numero di frangia. Da ultimo la fase viene elaborata assegnando il corretto numero di salti 2π per il numero di frangia considerato. Il flowchart dell'algoritmo è mostrato in figura 14.

5 In figura 15 viene mostrato l'andamento del passo del pattern proiettato in funzione della distanza $2a$ per diverse distanze dall'oggetto. I valori sono stati scelti coerentemente alle necessità delle misure in ambiente orale. Il minimo valore di $2a$ considerato di $120 \mu\text{m}$ corrisponde alla dimensione del rivestimento esterno delle fibre.

La figura 16 rappresenta la relazione tra S_r e l'angolo di illuminazione. Le curve sono
10 parametriche rispetto ad alcuni valori del passo del reticolo ottenibili dal setup delle fibre accoppiate. La figura 17 mostra la dipendenza della profondità del volume di misura dalla distanza dell'oggetto misurato. Secondo un modo di realizzazione preferenziale un volume di misura avente un diametro maggiore di 1 cm è ottenuto. Una dimensione del genere consente, ad esempio, di effettuare il contouring di un elemento dentale. Per ottenere tale
15 volume di misura la distanza tra le estremità delle fibre e l'oggetto deve essere di almeno $4,15 \text{ cm}$. Per quanto riguarda l'angolo di illuminazione devono essere considerati due aspetti. Prima di tutto la figura 15 indica che il valore della sensibilità per frangia aumenta rapidamente quando l'angolo di illuminazione è sotto i 5° . In questa condizioni il setup non può distinguere i dettagli più piccoli dell'oggetto nel processo di ricostruzione della forma.
20 D'altronde un piccolo angolo di illuminazione consente di minimizzare le ombre e, conseguentemente, le discontinuità che inevitabilmente compariranno. Un valore preferito dell'angolo β è di 6° .

Secondo un modo di realizzazione preferenziale, la sensibilità per frangia desiderata è $S_f=2500\mu\text{m}$, valore che corrisponde ad un passo $p=261\mu\text{m}$. La sensibilità effettiva di $25\mu\text{m}$, calcolata dall'equazione 9 è molto al di sotto del valore della sensibilità richiesto nelle operazioni di contouring dentale. Anche il contrasto relativo di linee giacenti in piani
5 posizionati a differenti distanze dal sensore può essere rilevato.

Per ottenere il valore di sensibilità desiderato per l'angolo di illuminazione di 6° la distanza tra le fibre deve essere $2a=121\mu\text{m}$.

Le figure 18 e 19 mostrano, rispettivamente, la variazione di sensibilità nel volume di misura in funzione delle posizioni x_0 e z_0 . Tre curve sono mostrate per differenti valori della distanza
10 delle fibre e del centro del volume di misura. Si può notare come la sensibilità cambi all'interno del volume di misura. I risultati dell'analisi dell'incertezza sulla conoscenza del termine $2a$ sono mostrati in figura 20. Si può concludere che utilizzando direttamente l'equazione 18 per ottenere la forma una volta che la fase sia stata ricostruita può portare a grossi errori se i parametri geometrici del sistema non sono noti con buona accuratezza.

15 Inoltre questo approccio non tiene in conto della presenza delle distorsioni causate del sistema di imaging della CCD. Per queste ragioni, una procedura per la calibrazione del volume di misura è stata introdotta nella tecnica di misura secondo la presente invenzione, volta ad eliminare gli errori connessi alle distorsioni della CCD ed alle incertezze nei parametri geometrici.

20 Per analizzare la stabilità del pattern proiettato all'interno dell'ambiente orale, 15 immagini sono state registrate in differenti momenti (si veda, ad esempio, la distribuzione di fase in tre differenti momenti in figura 21). Oscillazioni della fase iniziale intorno alla media ϕ_i con una deviazione standard di 0.4 rad sono state osservate. Ciò comporta un errore del 12.7% rispetto alla sensibilità per frangia teorica S_f .

25 Il tracciato di una tipica time-history delle fluttuazioni di intensità è mostrato in figura 22, come descritto nell'equazione 21. Dopo una calibrazione preliminare del segnale acquisito dal fotodiodo, un set di 15 immagini viene acquisito in corrispondenza dei minimi valori di

intensità registrati. La figura 23 mostra tre delle immagini acquisite. Si può notare che la fase oscilla intorno ad un valore medio con una deviazione standard di appena 0.094 rad. Ciò comporta un errore del 1.5% rispetto alla sensibilità per frangia teorica S_f . Questo errore è dello stesso ordine di grandezza dell'errore sulla effettiva sensibilità del proiettore. Perciò

5 acquisire le immagini in corrispondenza dei minimi valori registrati dell'intensità migliora notevolmente l'accuratezza della tecnica di misura.

La figura 24 mostra l'effetto della posizione del piano sul contrasto all'interno della profondità di campo della camera. La differenza di intensità picco-valle nei dintorni di un dato pixel come funzione della posizione z all'interno del volume di misura è mostrata in figura 25.

10 La deviazione standard calcolata per un set di 10 differenti immagini acquisite a ciascuna posizione di controllo nel piano di riferimento è mostrata in figura 8 a differenti profondità. Come detto in figura 9 si mostra cosa accade, in termini di riduzione del contrasto, se una lente piano-convessa con una lunghezza focale di 75 mm viene utilizzata.

Il grafico include valori mediati su 15 immagini registrate per ciascuna posizione nel volume

15 di misura e la relativa deviazione standard.

La figura 9 dimostra perciò che inserendo un proiettore ausiliario è possibile discriminare a mezzo della misura del contrasto step di misura del Δz dell'ordine della sensibilità per frangia nominale (2.5 mm). Il contrasto delle frange proiettate dal sistema di fibre principale rimane buono: la MTF decresce solo del 3%.

20 La figura 26 mostra il pattern registrato dalla CCD. I segnali dei due reticoli proiettati simultaneamente possono essere estratti eseguendo la FFT dell'immagine registrata.

La FFT mostrata in figura 27 ha un termine di background (ordine zero) e due ordini circa ortogonali corrispondenti alle frequenze del laser. Le frange verticali sono modulate dalla superficie del dente mentre il passo delle frange ausiliare non cambia significativamente. Nel

25 pattern della FFT alcune armoniche sono visibili nella direzione f_x mentre solo un punto ad alta intensità è visibile nella direzione f_y .

Secondo la tecnica di misura descritta può essere realizzato un dispositivo portatile per la ricostruzione delle superfici, utilizzabile in ambiente orale.

Un modo di realizzazione preferenziale è mostrato nelle figure 28,29 e 30.

Come mostrato in figura 28 la luce dal proiettore ausiliario (10) (quello utilizzato per la misura di contrasto) passa attraverso una lente (7) ed è quindi deviata da un prisma (9) verso l'uscita e l'area di misura. La luce originata dal proiettore principale (quello utilizzato per la triangolazione) è diretta verso uno specchio (12) e quindi riflessa verso l'area di misura. Ciò può anche essere fatto per due volte, di modo che all'uscita dallo strumento il diametro del raggio sia largo a sufficienza da coprire un'area di misura di 1cm x 1cm.

Una vista esterna del dispositivo è mostrata in figura 29, ed una vista in sezione in figura 30.

Secondo un modo di realizzazione preferenziale il dispositivo può essere realizzato in acciaio AISI316 Stainless Steel che è una lega di acciaio biocompatibile contenente Cromo, Nickel e Molibdeno. La presenza del Molibdeno aumenta la resistenza alla corrosione. Inoltre questa è la lega più usata nella fabbricazione di ausili per l'ortodonzia. Perciò la scelta dell'acciaio AISI316 può assicurare una lunga vita allo strumento ed allo stesso tempo un sicuro utilizzo in ambiente orale.

Misure di test con il dispositivo secondo la presente invenzione sono state effettuate, dopo la fase di calibrazione, su modelli di denti di incisivi mandibolari e molari. Gli esemplari sono stati misurati avendo cura di riprodurre quanto più possibile le condizioni di illuminazione all'interno della cavità orale.

La nuvola di punti ottenuta tramite l'algoritmo di ricostruzione della forma può essere processata con software noto allo stato dell'arte, ottenendo la ricostruzione di un solido a partire da una nuvola di punti. Il software noto allo stato dell'arte può addirittura permettere di isolare errori puntuali come quelli generati dalla non corretta classificazione del livello di contrasto.

In conclusione la presente invenzione ha fornito un metodo per la ricostruzione 3d di forme complesse, come i denti, ed un dispositivo manuale in grado di mettere in pratica il metodo perfino in ambiente orale.

RIVENDICAZIONI

1. Strumento di misura per la ricostruzione della forma di oggetti di forma arbitraria comprendente:

-Una sorgente laser (1) che illumina due sorgenti puntuali (31,32) mantenute in posizione relativa fissa, parallele l'un l'altra e posizionate vicine in modo che tra le onde sferiche emesse da dette sorgenti puntuali (31,32) avvenga interferenza, dette sorgenti puntuali essendo configurate in modo da proiettare un reticolo di frange di interferenza sull'oggetto da misurare (5);

- Una CCD (4);

Caratterizzato dal fatto che

Detto strumento di misura comprende inoltre

- Una seconda sorgente laser (6), che illumina una seconda coppia di sorgenti puntuali (71,72) posizionate l'una rispetto all'altra come detta prima coppia di sorgenti puntuali (31,32) e configurate in modo da illuminare detto oggetto (5), la direzione della luce emessa da detta seconda coppia di sorgenti puntuali e che raggiunge l'oggetto (5) e l'asse di detta CCD (4) essendo paralleli,
- Una lente di proiezione delle frange (8) interposta sul percorso ottico tra detta seconda coppia di sorgenti puntuali (71,72) e detto oggetto da misurare (5), detta lente (8) avendo una Funzione di Trasferimento Ottico scelta in modo da causare una brusca riduzione del contrasto delle frange generate da detta seconda coppia di sorgenti puntuali (71,72) su detto oggetto (5) all'aumentare della distanza di detto oggetto (5) da dette sorgenti puntuali (71,72)

E dal fatto che

Detta CCD è configurata per acquisire simultaneamente la luce emessa da detta prima coppia di sorgenti puntuali (31,32) e riflessa da detto oggetto (5) e la luce emessa da detta seconda coppia di sorgenti puntuali (71,72) e riflessa da detto oggetto (5), dette sorgenti puntuali (31,32,71,72) essendo configurate in maniera che le frange proiettate sull'oggetto (5) da detta prima coppia di sorgenti puntuali

(31,32) e da detta seconda coppia di sorgenti puntuali (71,72) siano approssimativamente ortogonali l'un l'altra.

2. Strumento di misura per la ricostruzione della forma di oggetti di forma arbitraria secondo la rivendicazione 1 caratterizzato dal fatto che della sorgente laser (1) illumina detta coppia di sorgenti puntuali (31,32) attraverso un accoppiatore a quattro porte (2), la prima porta (21) di detto accoppiatore (2) essendo connessa alla luce che entra nell'accoppiatore (2) attraverso detto laser, la seconda e la terza porta (22,23) dell'accoppiatore (2) essendo connesse a fibre ottiche le cui estremità costituiscono dette sorgenti puntuali (31,32) e la quarta porta dell'accoppiatore essendo configurata per ricombinare la radiazione che viaggia all'indietro nella seconda (22) e terza (23) porta dell'accoppiatore, con ciò permettendo di monitorare la variazione di fase introdotta dai gradienti termici nelle sorgenti puntuali (31,32), misurando l'intensità alla porta (4).

3. Strumento di misura per la ricostruzione della forma di oggetti di forma arbitraria secondo la rivendicazione 1 o 2 caratterizzato dal fatto che detta seconda coppia di sorgenti puntuali (71,72) illumina detto oggetto (5) dopo la riflessione della luce su un elemento ottico (9) configurato per riflettere la luce emessa da detta seconda coppia di sorgenti puntuali (71,72) verso l'oggetto (5), la direzione della luce riflessa essendo parallela all'asse della CCD (4), e per trasmettere la luce riflessa da detto oggetto (5) verso la CCD (4).

4. Strumento di misura per la ricostruzione della forma di oggetti di forma arbitraria secondo la rivendicazione 3 caratterizzato dal fatto che detto elemento ottico (9) è un prisma.

5. Strumento di misura per la ricostruzione della forma di oggetti di forma arbitraria secondo una delle rivendicazioni precedenti caratterizzato dal fatto che detta lente di proiezione delle frange è una lente piano convessa.

5

6. Metodo per l'analisi delle immagini acquisiti a mezzo del dispositivo secondo una delle rivendicazioni da 1 a 5, comprendente le fasi seguenti:

1. Acquisire l'immagine del reticolo proiettato da dette sorgenti puntuali (31,32,71,72) attraverso detta CCD (4);

10 2. Effettuare a FFT sull'immagine acquisita in modo da separare i segnali dei due reticoli proiettati da dette prima e seconda coppia di sorgenti puntuali (31,32,71,72);

3. Calcolare, per ciascun pixel, la fase del segnale associato al reticolo proiettato da detta prima coppia di sorgenti puntuali (31,32);

15 4. Calcolare, per ciascun pixel, il corretto numero di 2π da aggiungere alla fase calcolata al punto 3, per mezzo della misura del contrasto per detto pixel nel reticolo proiettato da detta seconda coppia di sorgenti puntuali (71,72);

5. Calcolare, per ciascun pixel, la distanza del punto dell'oggetto da misurare in funzione della fase calcolata al punto 4;

20

7. Metodo secondo la rivendicazione 6 caratterizzato dal fatto che lo step 4 comprende i seguenti step:

4.1 Dividere l'asse z del volume di misura in un numero intero di classi di contrasto ($C_0, C_1, \dots$), ciascuna classe di contrasto essendo relative ad una regione del
25 volume di misura ($m=0; m=1 \dots$) di spessore Δz_{contr} , detto spessore Δz_{contr} essendo minore della sensibilità per frangia nella misura di fase effettuata al punto 3;

4.2 Definire le fasi ($\phi_1, \phi_2, \dots$) dei punti (i_0, i_1, i_2) posizionati ai confine tra dette regioni del volume di misura ($m=0, m=1, \dots$);

4.3 Associare a ciascun pixel dell'immagine di coordinate (i, j) una prima classe di contrasto definite dall'indice "m" ($m_1, m_2, \dots$), ed una seconda classe di contrasto identificata dall'indice "l" ($l_1, l_2, \dots$) basando detta associazione sul contrasto misurato in una regione dell'immagine intorno a detto pixel.;

4.4 Associare a ciascun pixel dell'immagine di coordinate (i, j), la cui fase $\phi(i, j)$ è stata calcolata al punto 3, un numero n di salti 2π da aggiungere alla fase misurata al punto 3, secondo la seguente regola:

IF ($\phi_1 > \phi_2$) THEN

- IF $m=0$ THEN $n=0$
- IF ($m=1$ AND $\phi(i, j) > \phi_1$) THEN $n=0$
- IF ($m=1$ AND $\phi_2 < \phi(i, j) < \phi_1$) THEN $n=0$
- IF ($m=1$ AND $\phi(i, j) < \phi_2$ AND $l=0$) THEN $n=0$
- IF ($m=1$ AND $\phi(i, j) < \phi_2$ AND $l=1$) THEN $n=1$
- IF ($m=2$ AND $\phi(i, j) < \phi_1$ AND $l=1$) THEN $n=1$
- IF ($m=2$ AND $\phi(i, j) < \phi_1$ AND $l=3$) THEN $n=2$
- IF ($m=2$ AND $\phi(i, j) > \phi_1$ AND $l=1$) THEN $n=0$
- IF ($m=2$ AND $\phi(i, j) > \phi_1$ AND $l=3$) THEN $n=1$

E così via

IF ($\phi_1 < \phi_2$) THEN

- IF ($m=0$ AND $\phi(i, j) > \phi_0$) $\rightarrow n=0$
- IF ($m=0$ AND $\phi(i, j) < \phi_1$) $\rightarrow n=1$
- IF ($m=1$ AND $\phi(i, j) < \phi_1$) $\rightarrow n=1$
- IF ($m=1$ AND $\phi(i, j) > \phi_0$ & $l=2$) $\rightarrow n=1$

- IF (m=1 AND $\varphi(i,j) > \varphi_0$ & l=0) $\rightarrow$ n=0

E così via.

8. Metodo secondo la rivendicazione 7 caratterizzato dal fatto che detta associazione al punto 4.3 è fatta a mezzo di una rete neurale artificiale.

CLAIMS

1. Measurement device for contouring objects of arbitrary shape comprising

- A laser source (1) lighting two point sources (31,32) held in a fixed relative position, parallel to each other and closely placed so that interference between the spherical waves emitted by said point sources (31,32) takes place, said point sources being configured to project a pattern of fringes on the object under measurement (5);
- A CCD camera (4);

Characterized in that

Said measurement device further comprises

- a second laser source (10), lighting a second couple of point sources (71,72), relatively positioned to each other as said first couple of point sources (31,32), configured to illuminate said object (5), the direction of light reaching the object (5) and emitted from said second couple of point sources (71,72) and the axis of said CCD (4) being parallel,
- and a fringe projection lens (8) interposed in the optical path between said second couple of point sources (71,72) and said object under measurement (5), said lens (8) having an Optical Transfer Function tailored to cause a sharp reduction of the contrast of the fringes generated by said second couple of point sources (71,72) on said object (5) as the distance of the object from the point sources increases,

and in that

said CCD is configured to detect simultaneously light emitted by said point sources (31,32) and reflected by said object (5) and light emitted by said second

couple of point sources (71,72) and reflected by the object (5), said light sources (31,32,71,72) being configured in such a way that fringes projected on the object (5) from the first couple of point sources (31,32) and from the second couple of point sources (71,72) are approximately orthogonal each other.

5

2. Measurement device for contouring objects of arbitrary shape according to claim 1 characterized in that said laser source (1) lights said two point sources (31,32) through a 4-ports coupler (2), the first port of the coupler (21) being connected to light entering the coupler from said monomode source, the second and third port of the coupler (22,23) being connected to fiber optics whose tips constitute said point sources (31,32) and the fourth port of the coupler being configured to recombine radiation traveling back in the second (22) and third (23) port of the coupler, thereby allowing to monitor variation in phase induced by thermal gradients in the point sources (31,32), measuring intensity at port (4).

15

3. Measurement device for contouring objects of arbitrary shape according to claim 1 or 2 characterized in that said second couple of point sources (71,72), illuminates said object (5) after reflection of the light on an optical element (9) configured to reflect the light emitted from said second couple of point source (71,72) towards the object (5), direction of the light reflected being parallel to the axis of the CCD (4), and to transmit light reflected from said object (5) towards the CCD camera (4).

25

4. Measurement device for contouring objects of arbitrary shape according to claim 3 characterized said optical element (9) is a prism.

5. Measurement device according to one of previous claims characterized in that said projection lens is a plano-convex lens.

5

6. Method for analyzing images acquired with a device according to claim 1 to 5, comprising the step of:

1. Acquiring images of gratings projected by said point sources (31,32,71,72) through said CCD (4);

10

2. Performing FFT of the recorded image in order to separate signals of the two grating projected from said first and second couple of point sources (31,32,71,72);

3. Calculate, for each pixel, the phase of the signal associated to the grating projected by said first couple of point sources (31,32);

15

4. Calculate, for each pixel, the correct number of 2π to add to the phase calculated at point 3, according to the measure of the contrast for that pixel in the grating projected by said second couple of point sources (71,72);

5. Calculating, for each pixel, the distance of the point of the object under measurement according to the phase calculated at point 4.

20

7. Method according to claim 6, characterized in that step 4 comprises the following steps:

4.1 Dividing the z axis of the measurement volume in a integer number of class of contrast ($C_0, C_1, \dots$), each class of contrast being related to a region in the measurement volume ($m=0, m=1, \dots$) of thickness Δz_{contr} , said Δz_{contr} being minor than the sensitivity per fringe of the phase measure at point 3;

25

4.2 Define the phase $(\phi_1, \phi_2, \dots)$ of the points (i_0, i_1, i_2) located on the boundary between said regions of the measurement volume ($m=0, m=1, \dots$);

4.3 Associate to each pixel of the image of coordinates (i, j) a first class of contrast identified by the index “m” ($m_1, m_2, \dots$), and a second class of contrast identified by the index “l” ($l_1, l_2, \dots$) basing said association on the contrast measured in a region of the image near said pixel;

4.4 Associate to each pixel of coordinates (i, j) , whose phase calculated at point 3 is $\phi(i, j)$, a number “n” of 2π jumps to add to phase measured at point 3 according to the following rule:

IF $(\phi_1 > \phi_2)$ THEN

- IF $m=0$ THEN $n=0$
- IF $(m=1 \text{ AND } \phi(i, j) > \phi_1)$ THEN $n=0$
- IF $(m=1 \text{ AND } \phi_2 < \phi(i, j) < \phi_1)$ THEN $n=0$
- IF $(m=1 \text{ AND } \phi(i, j) < \phi_2 \text{ AND } l=0)$ THEN $n=0$
- IF $(m=1 \text{ AND } \phi(i, j) < \phi_2 \text{ AND } l=1)$ THEN $n=1$
- IF $(m=2 \text{ AND } \phi(i, j) < \phi_1 \text{ AND } l=1)$ THEN $n=1$
- IF $(m=2 \text{ AND } \phi(i, j) < \phi_1 \text{ AND } l=3)$ THEN $n=2$
- IF $(m=2 \text{ AND } \phi(i, j) > \phi_1 \text{ AND } l=1)$ THEN $n=0$
- IF $(m=2 \text{ AND } \phi(i, j) > \phi_1 \text{ AND } l=3)$ THEN $n=1$

And so on

IF $(\phi_1 < \phi_2)$ THEN

- IF $(m=0 \text{ AND } \phi(i, j) > \phi_0) \rightarrow n=0$
- IF $(m=0 \text{ AND } \phi(i, j) < \phi_1) \rightarrow n=1$
- IF $(m=1 \text{ AND } \phi(i, j) < \phi_1) \rightarrow n=1$
- IF $(m=1 \text{ AND } \phi(i, j) > \phi_0 \text{ \& } l=2) \rightarrow n=1$

- IF (m=1 AND $\varphi(i,j) > \varphi_0$ & l=0) $\rightarrow$ n=0

and so on.

8. Method according to claim 7, characterized in that said association at point 4.3 is done by means of an Artificial Neural Network.

5

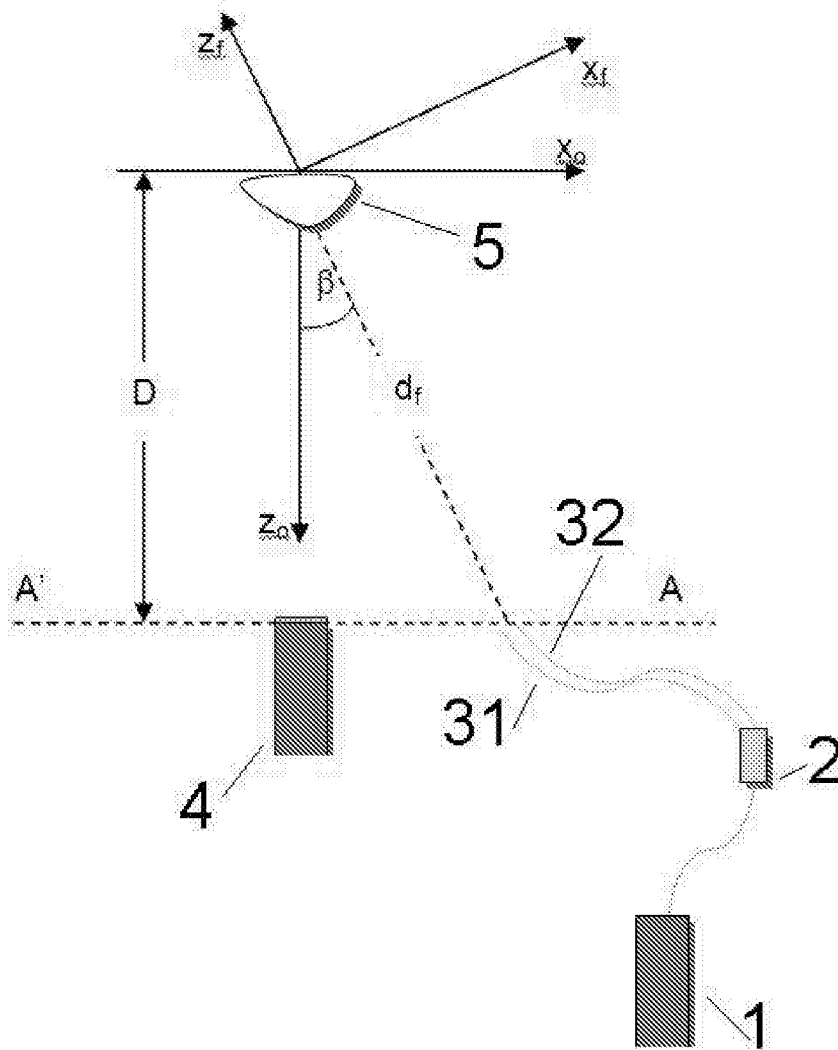


Fig. 1

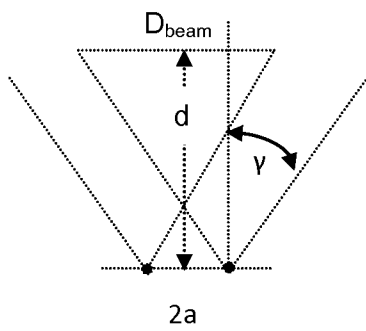


Fig. 2

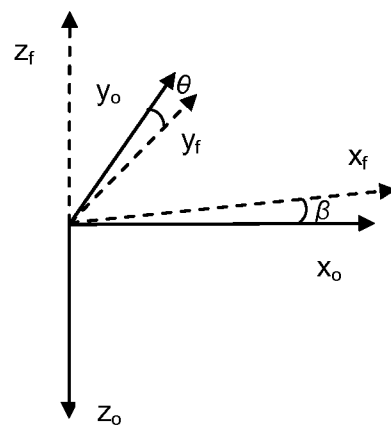


Fig. 3

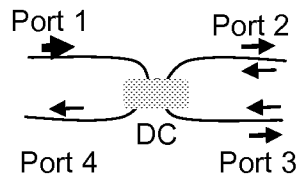


Fig. 4

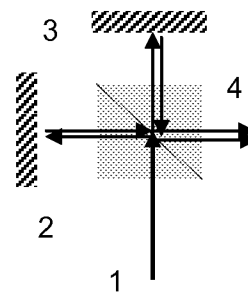


Fig. 5

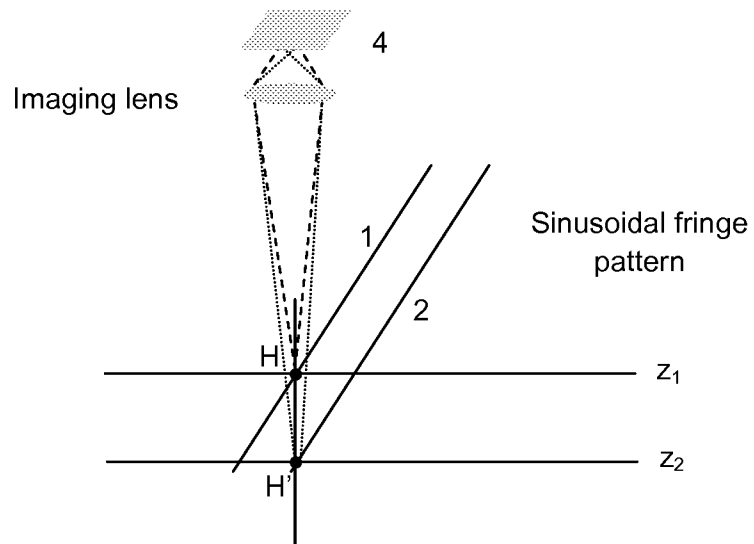


Fig. 6

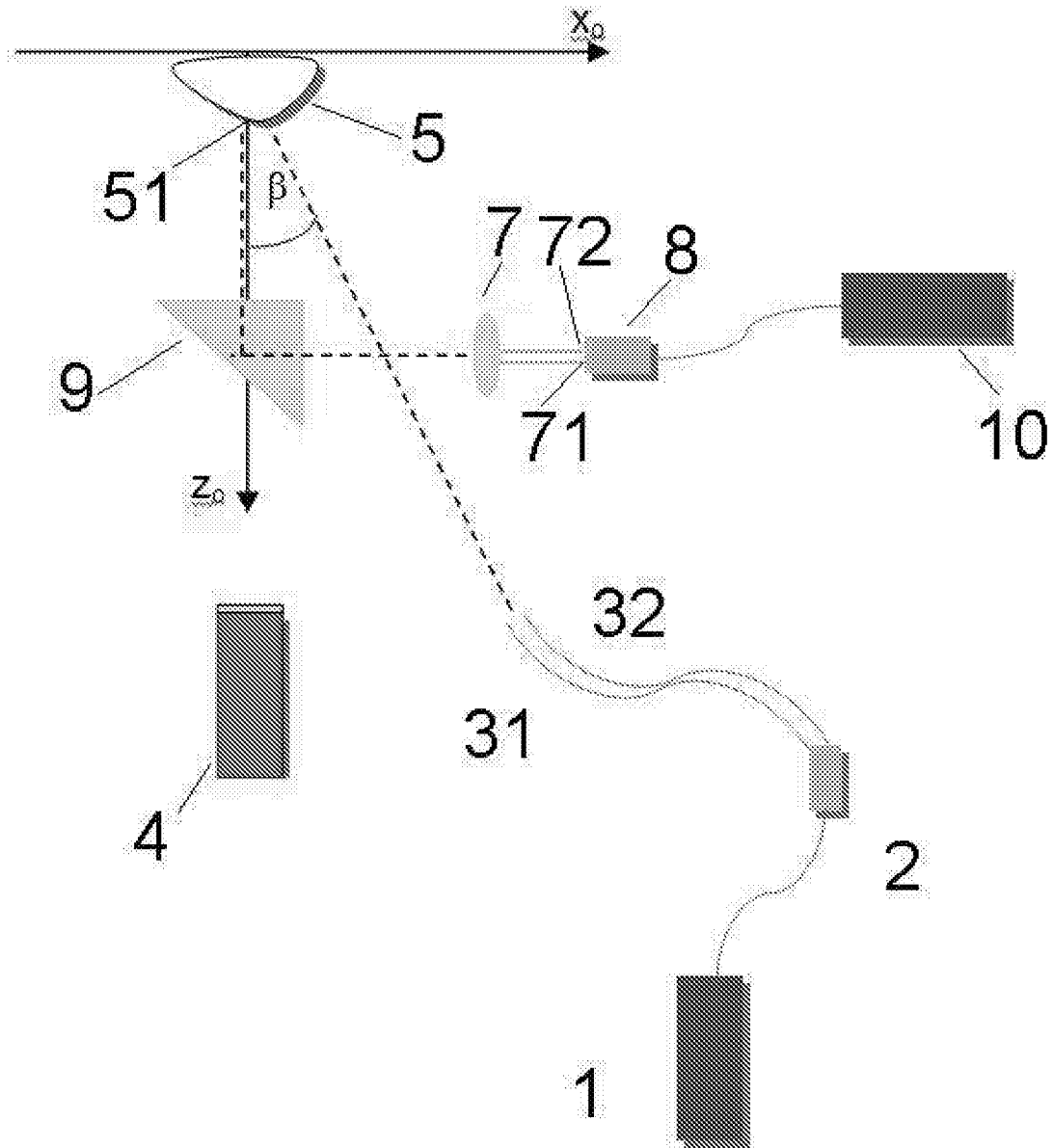


Fig. 7

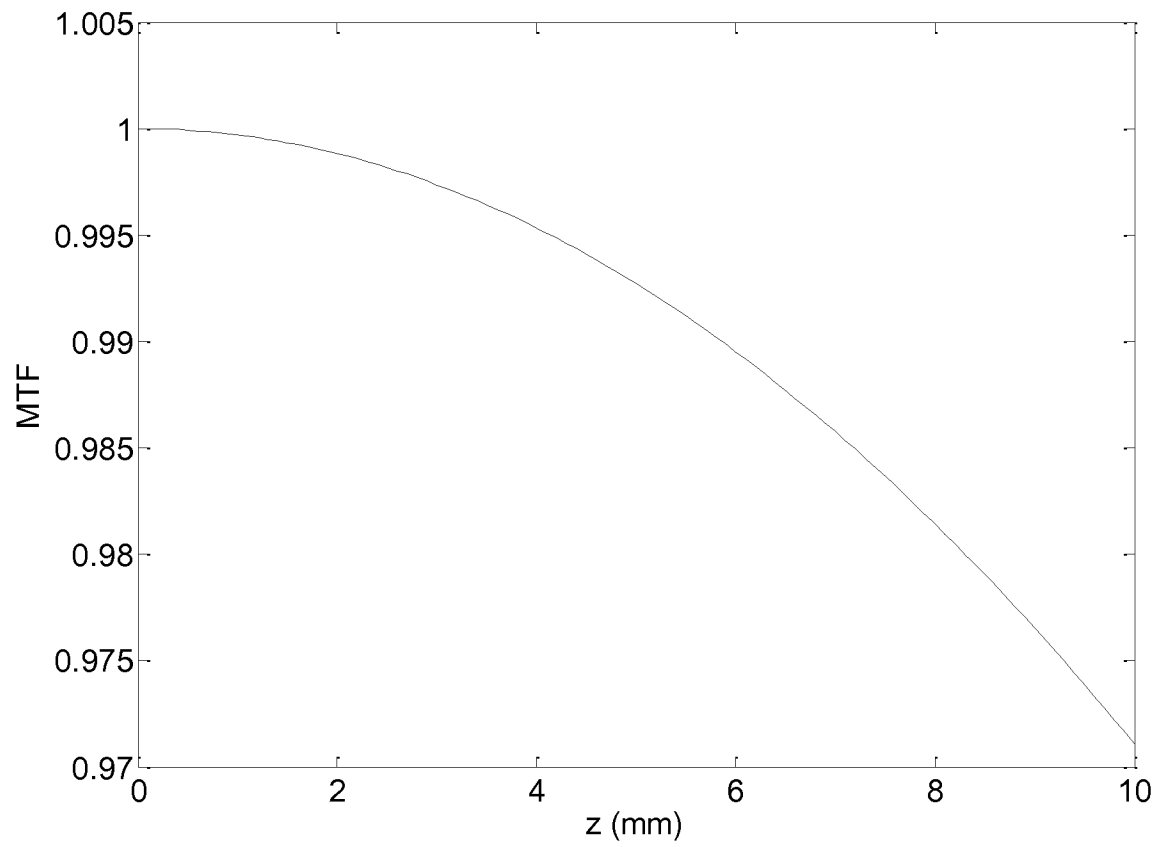


Fig. 8

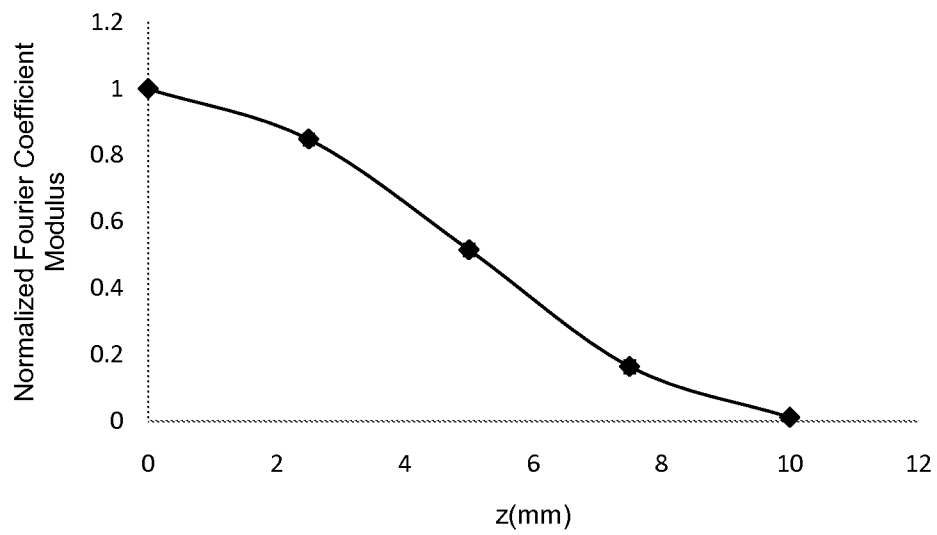


Fig. 9

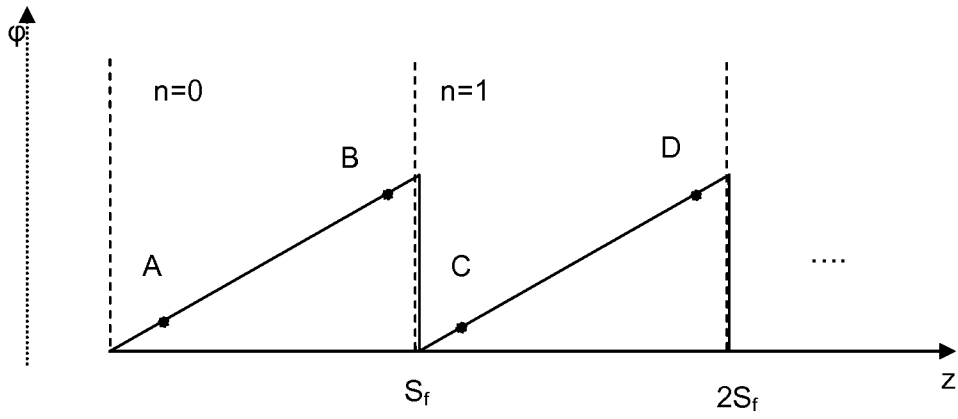


Fig. 10

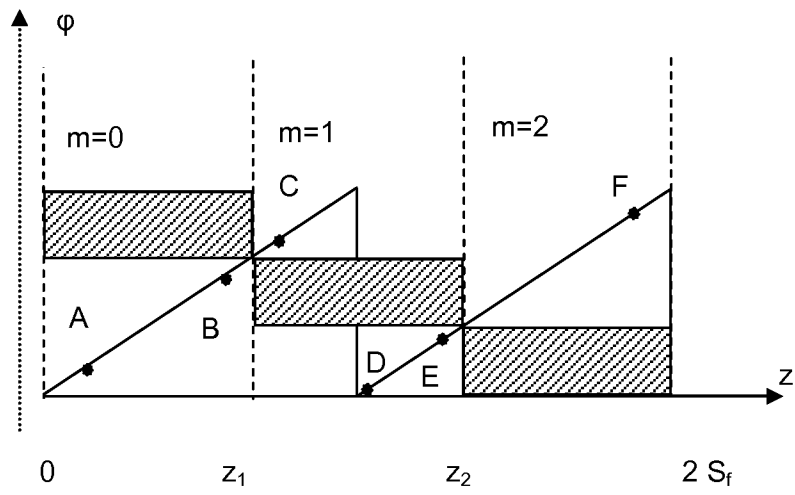


Fig. 11

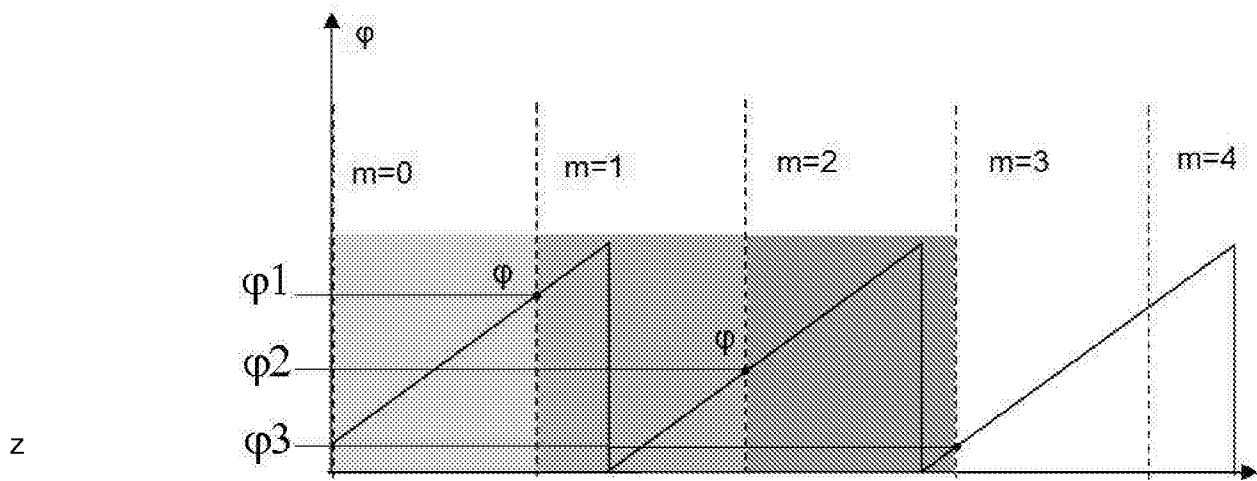


Fig. 12

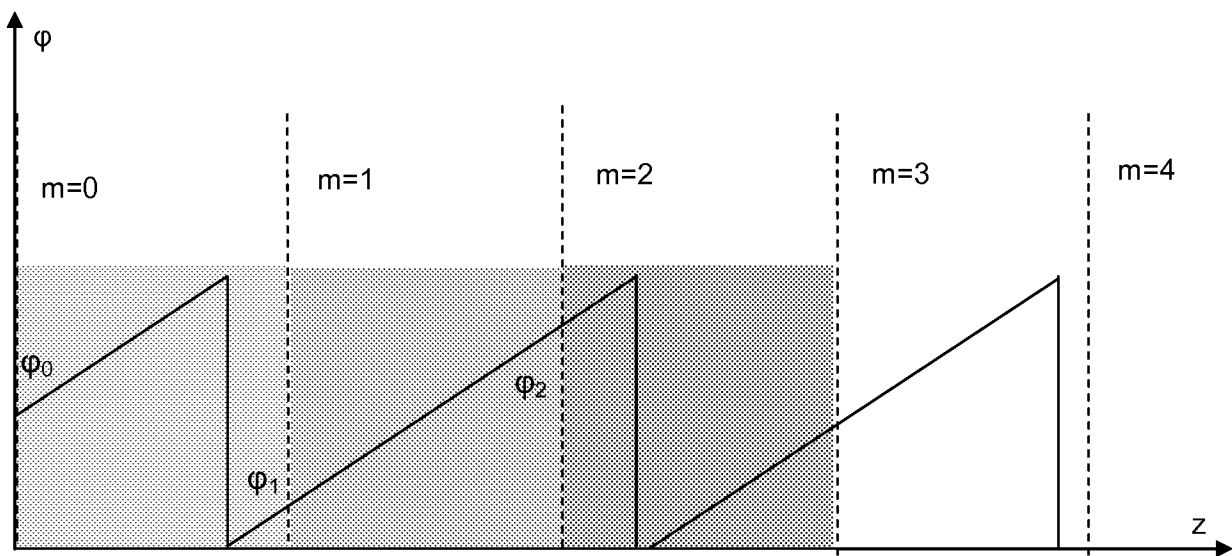


Fig. 13

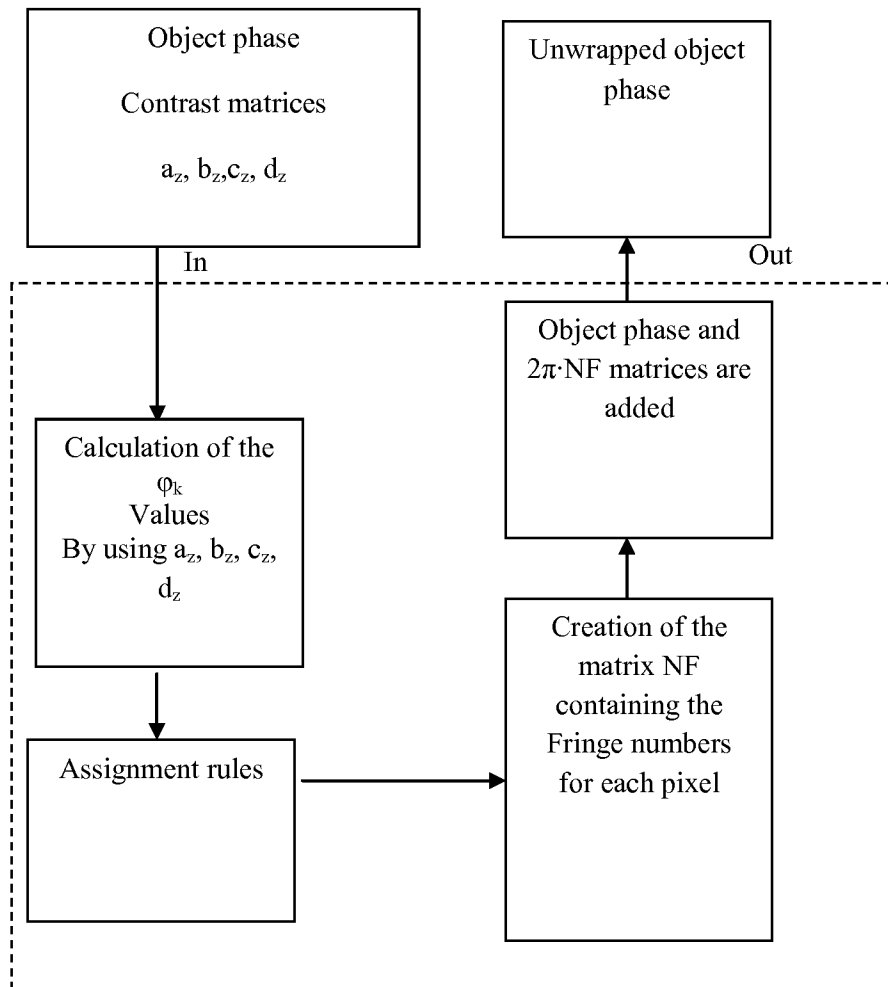


Fig. 14

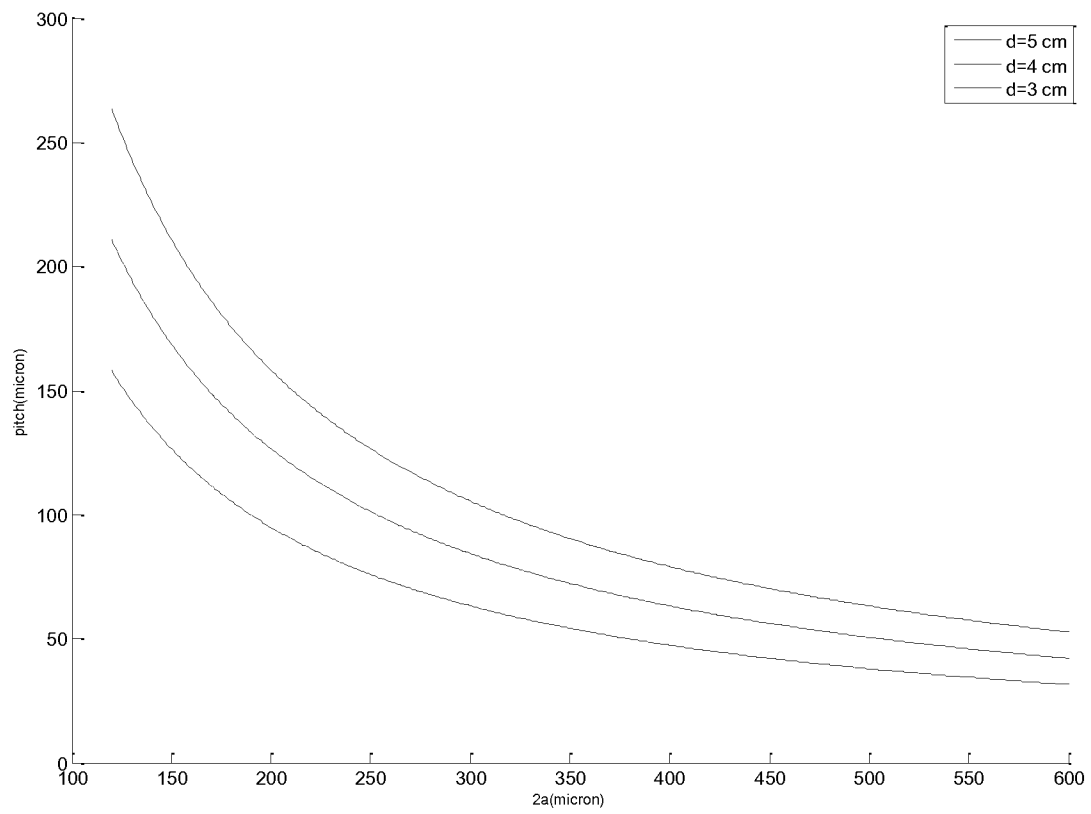


Fig. 15

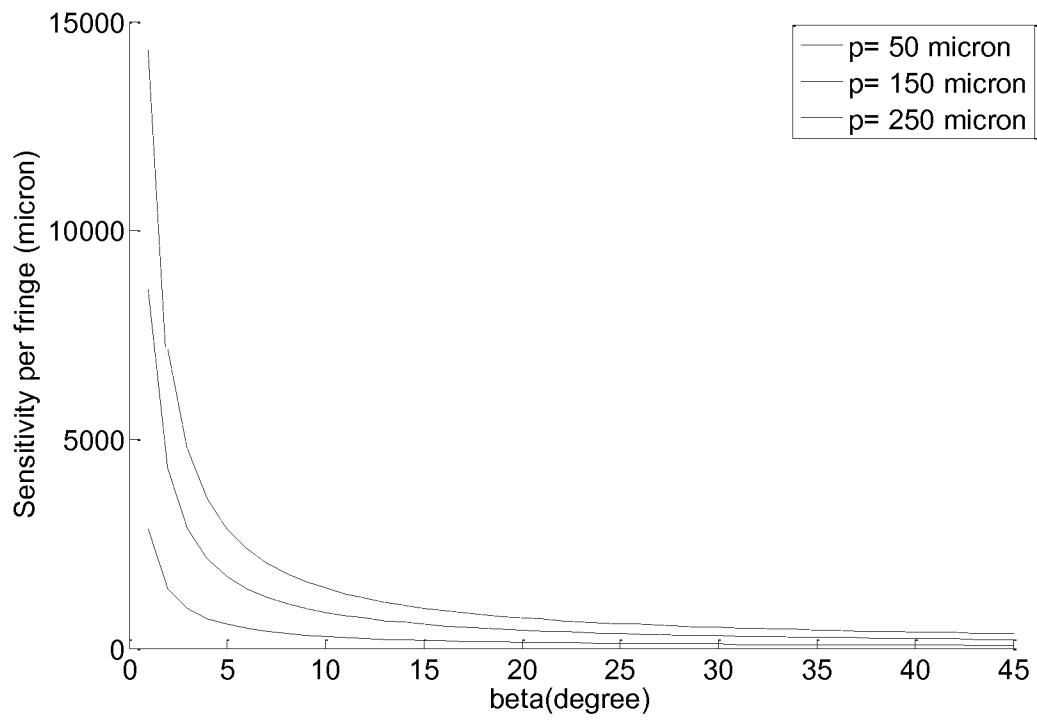


Fig. 16

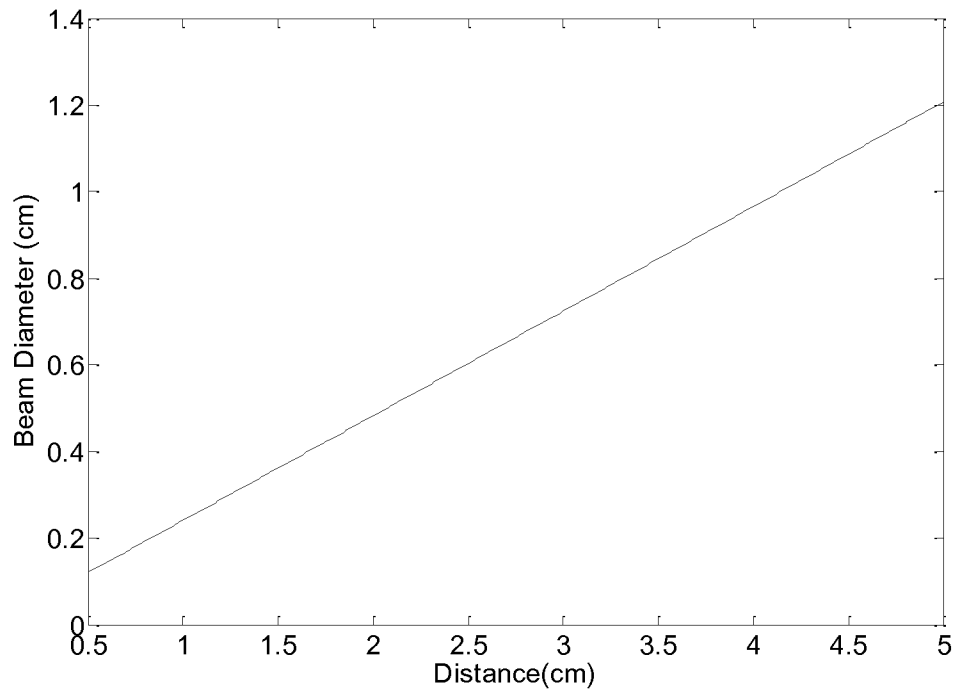


Fig. 17

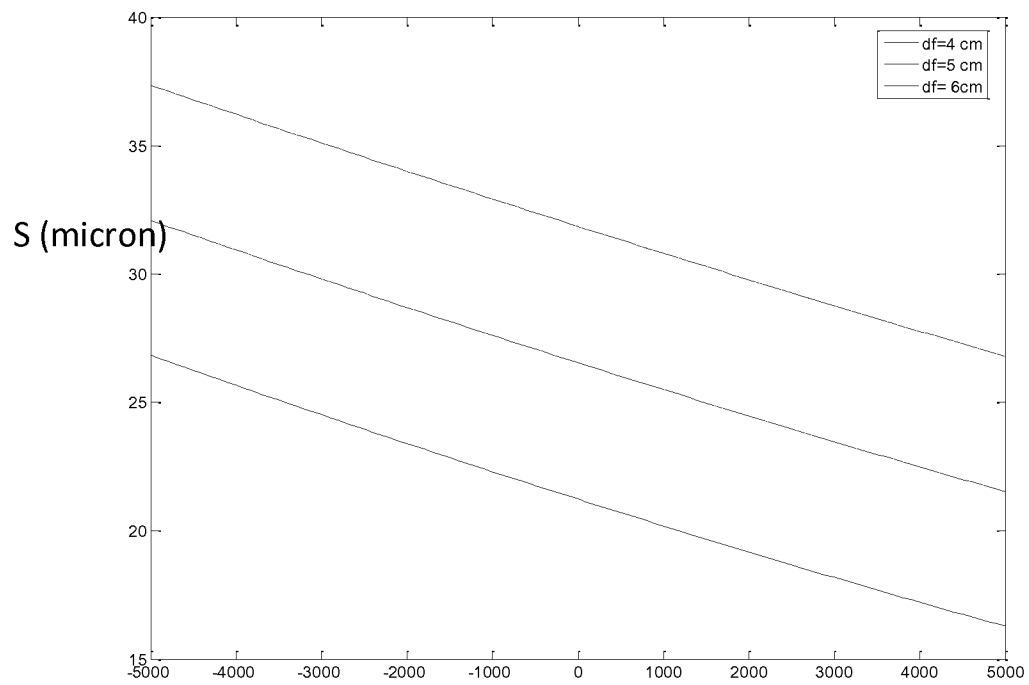


Fig. 18

 z_o (micron)

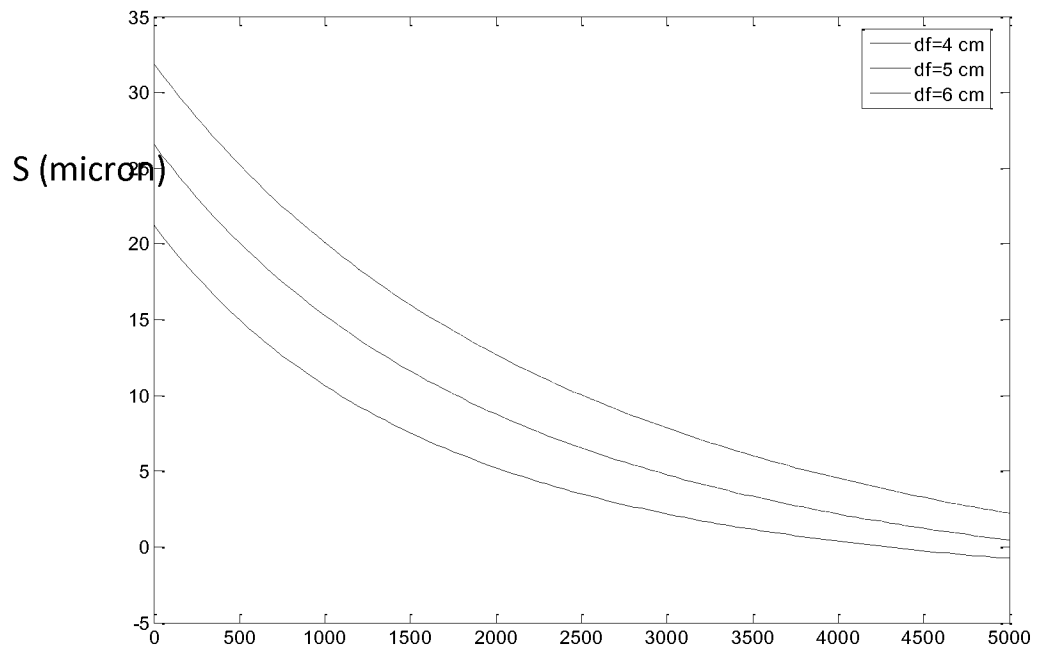


Fig. 19

x_0 (micron)

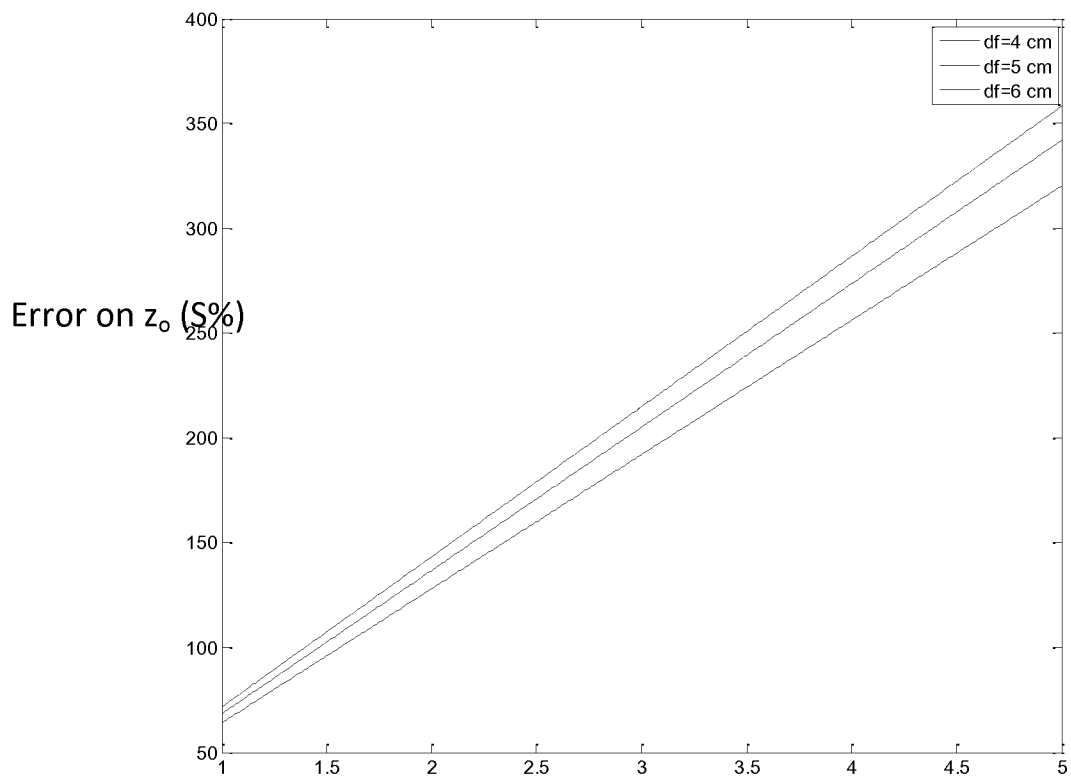


Fig. 20

Error on $2a$ (micron)

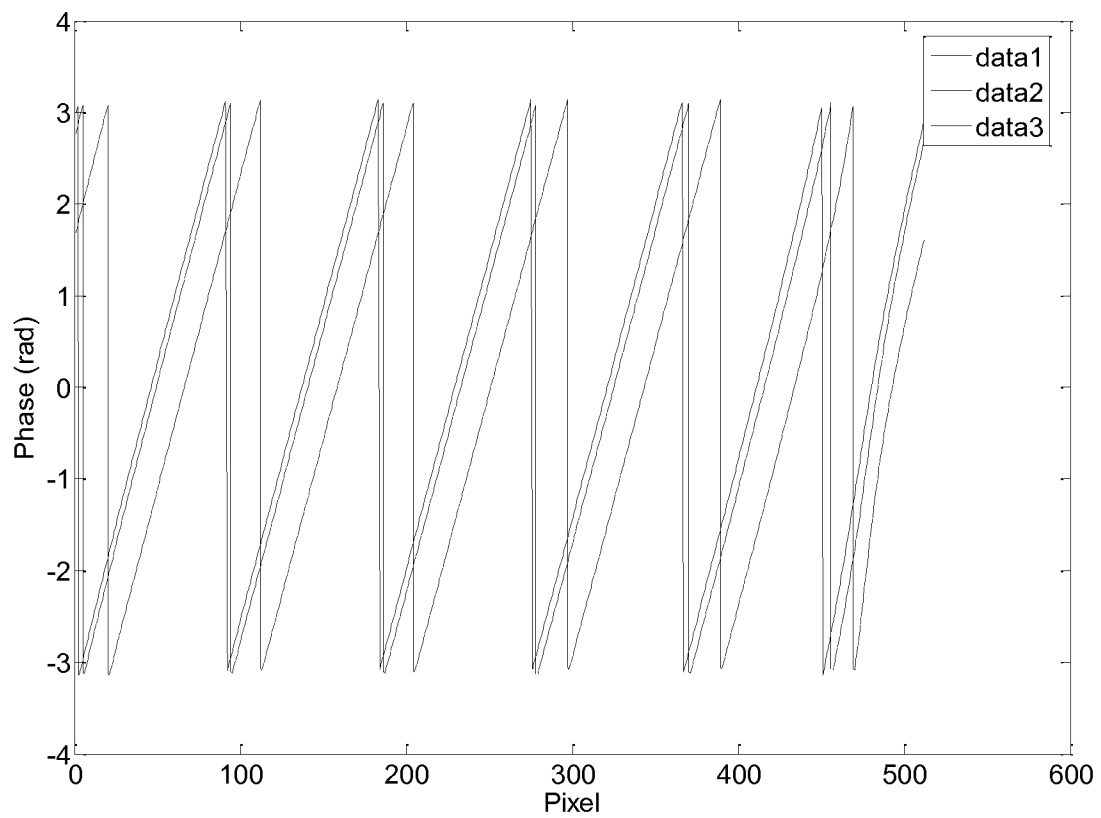


Fig. 21

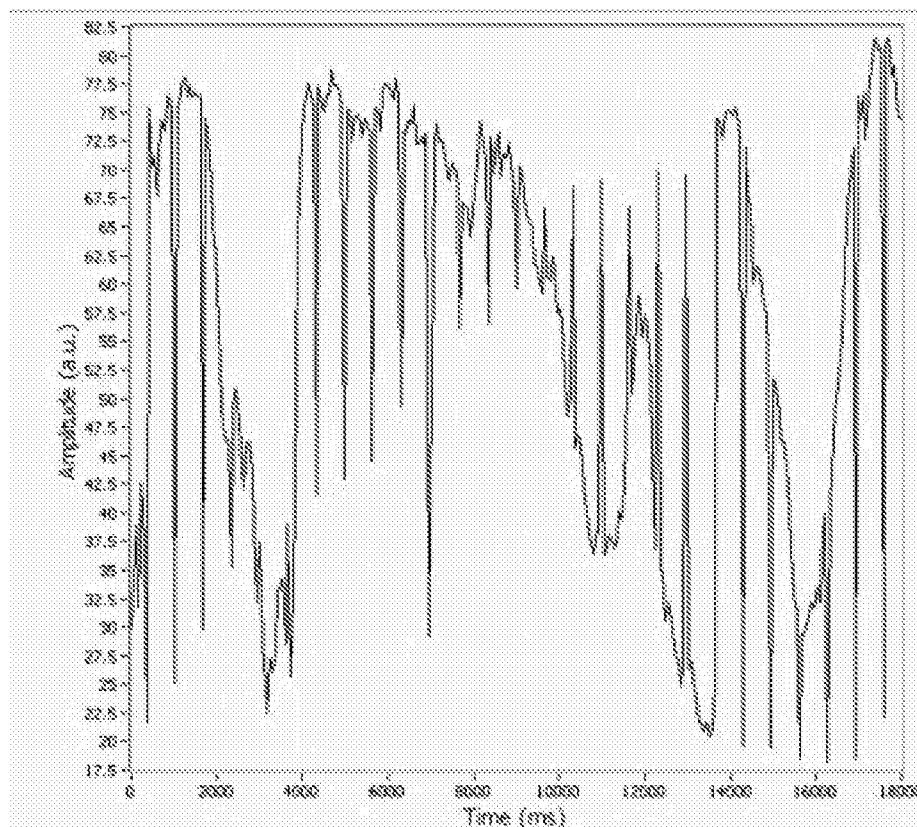


Fig. 22

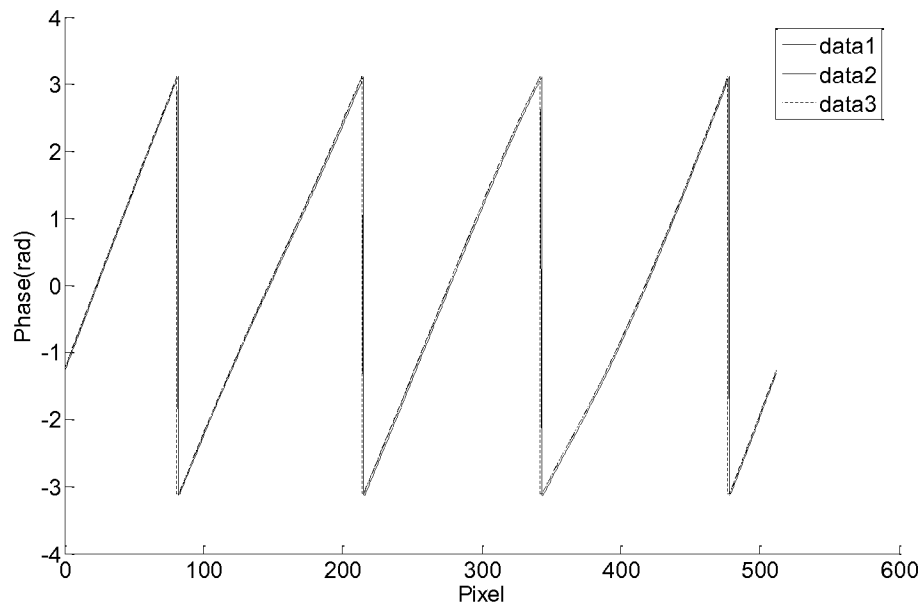


Fig. 23

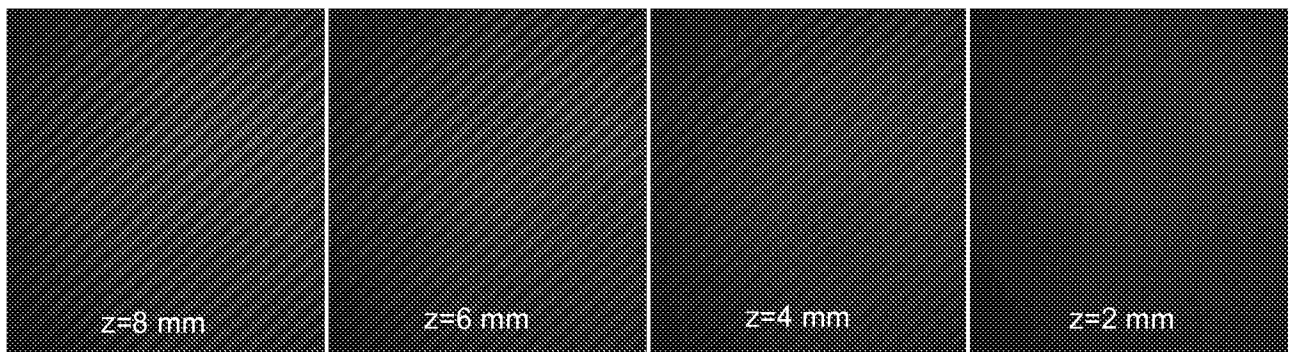


Fig. 24

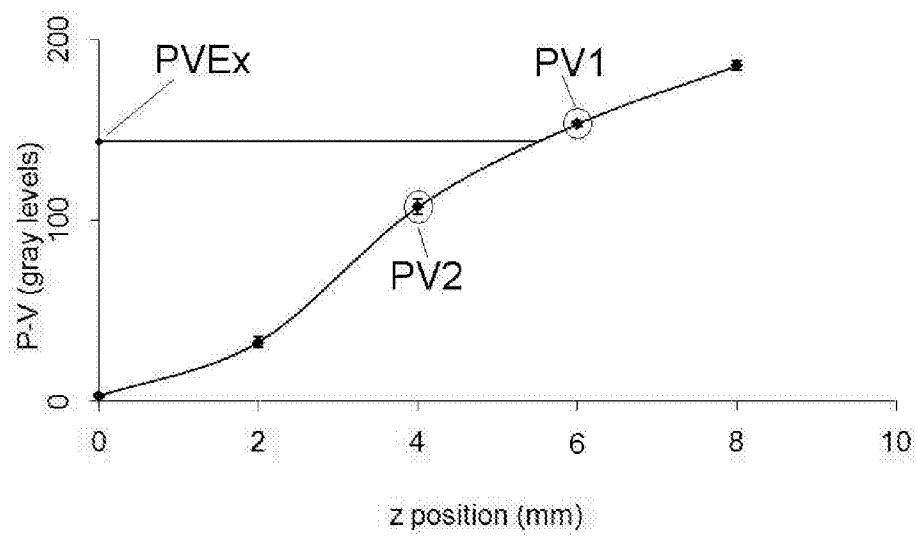


Fig. 25

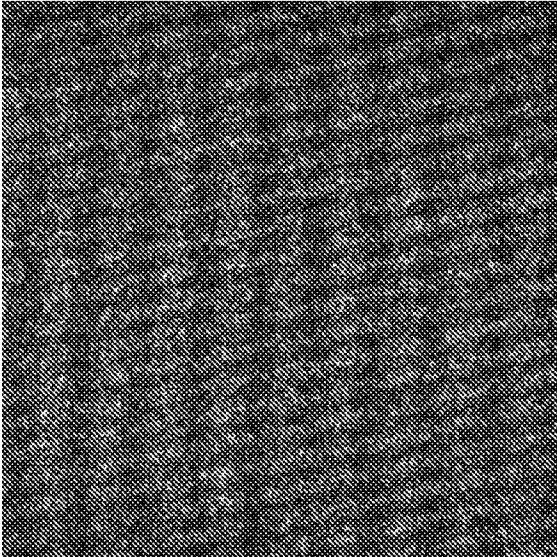


Fig. 26

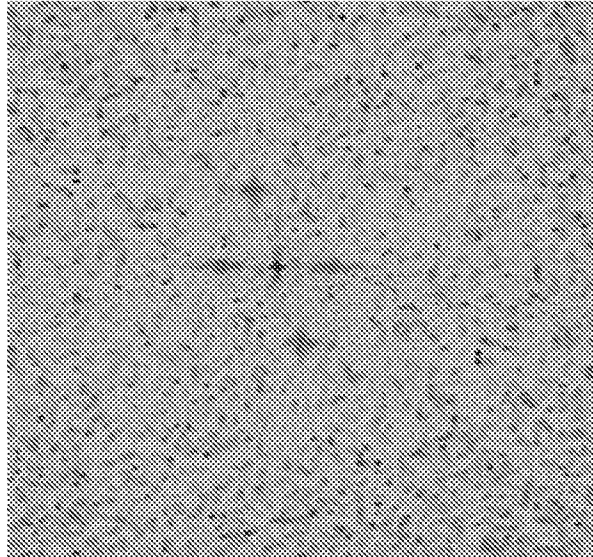


Fig. 27

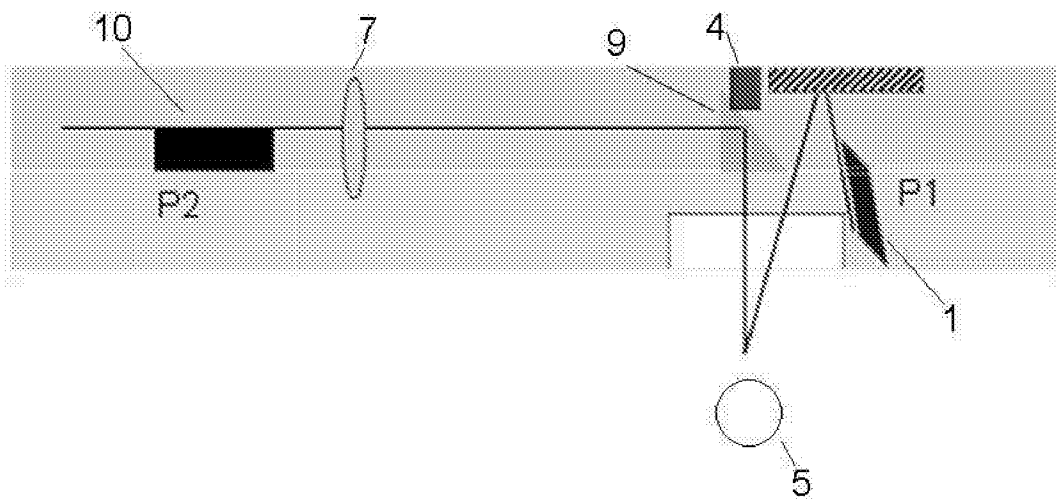


Fig. 28

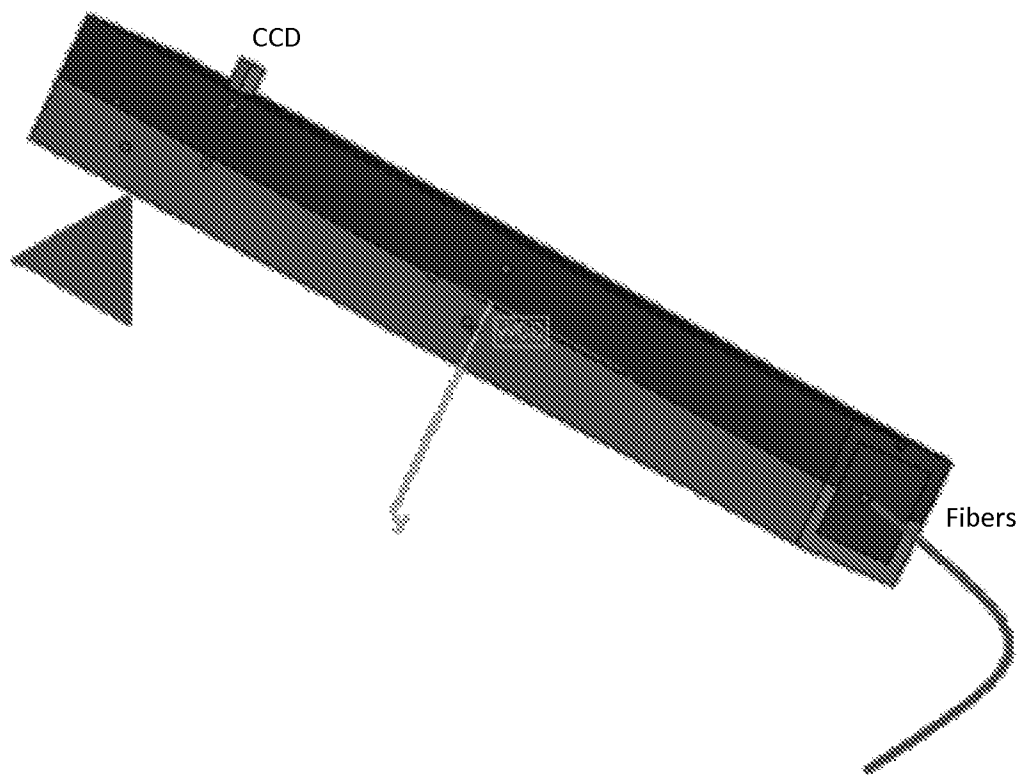


Figure 29

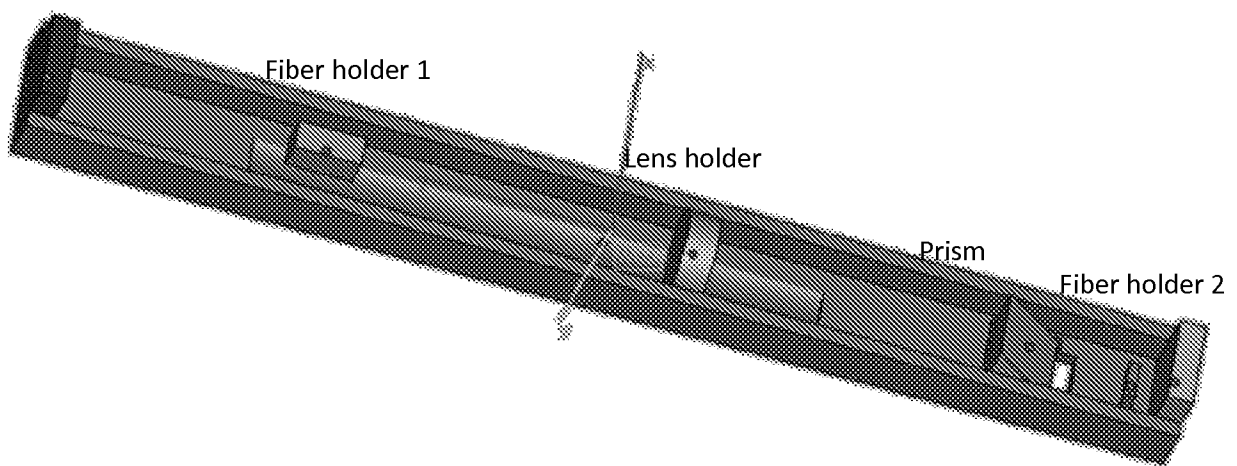


Figure 30