



(19) 中華民國智慧財產局

(12) 發明說明書公開本

(11) 公開編號：TW 201702690 A

(43) 公開日：中華民國 106 (2017) 年 01 月 16 日

(21) 申請案號：105112692

(22) 申請日：中華民國 105 (2016) 年 04 月 22 日

(51) Int. Cl. :

G02B27/00 (2006.01)**G06K9/00 (2006.01)****H04N5/232 (2006.01)**

(30) 優先權：2015/04/23

美國

14/694,545

(71) 申請人：全球仿生物光學有限公司 (澳大利亞) GLOBAL BIONIC OPTICS LIMITED (AU)
澳大利亞

(72) 發明人：馬修 吉爾 MATHIEU, GILLES (FR)

(74) 代理人：陳長文

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：40 項 圖式數：10 共 52 頁

(54) 名稱

延伸景深生物識別系統

EXTENDED DEPTH-OF-FIELD BIOMETRIC SYSTEM

(57) 摘要

本發明揭示一種虹膜辨識系統，其可包含具有導致一延伸景深之預期量之球面像差之一光學系統。可標準化藉由該光學系統擷取之一虹膜之一原始影像。在某些實施例中，該經標準化之原始影像可經處理以增強該經標準化之虹膜影像之 MTF。可從該經標準化之原始影像或該經增強標準化之原始影像產生一虹膜碼。該虹膜碼可與已知虹膜碼進行比較以判定是否存在一匹配。在某些實施例中，由該經標準化之虹膜影像產生之該虹膜碼可在與該等已知虹膜碼比較之前以等化函數處理。

An iris recognition system may include an optical system having an intentional amount of spherical aberration that results in an extended depth of field. A raw image of an iris captured by the optical system may be normalized. In some embodiments, the normalized raw image may be processed to enhance the MTF of the normalized iris image. An iris code may be generated from the normalized raw image or the enhanced normalized raw image. The iris code may be compared to known iris codes to determine if there is a match. In some embodiments, the iris code generated by the normalized iris image may be processed with equalization function before comparison with the known iris codes.

指定代表圖：

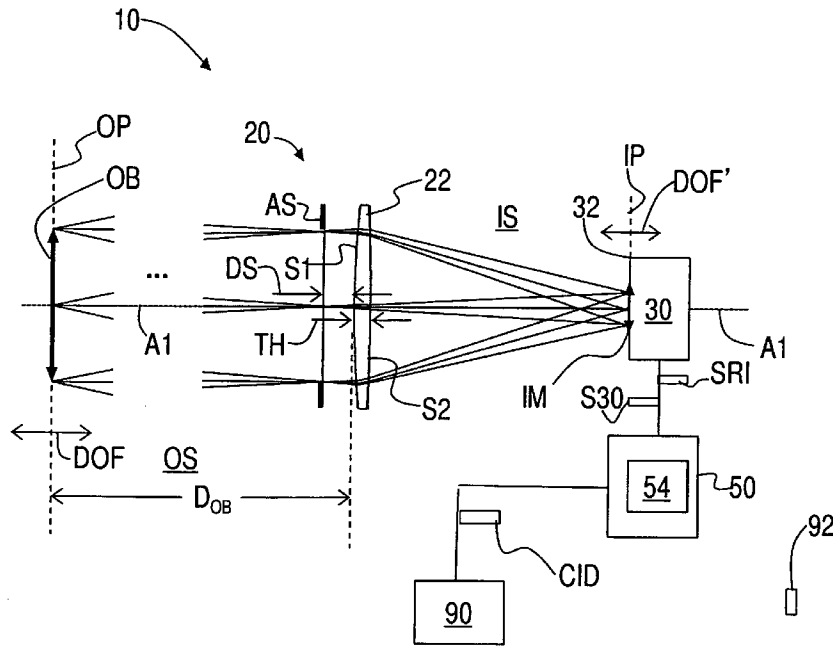


圖 1

符號簡單說明：

- 10 . . . 單一透鏡延伸景深(EDOF)光學系統
- 20 . . . 成像光學系統
- 22 . . . 單一透鏡元件
- 30 . . . 影像感測器；影像擷取器件
- 32 . . . 光敏表面
- 50 . . . 控制器
- 54 . . . 影像處理單元(影像處理器)
- 90 . . . 資料庫單元
- 92 . . . 記憶體單元
- A1 . . . 光軸
- AS . . . 孔徑光闌
- DOB . . . 軸向物距
- DOF . . . 景深
- DOF' . . . 焦點深度
- DS . . . 軸向距離
- IM . . . 影像
- IP . . . 影像平面
- IS . . . 影像空間
- OB . . . 物件
- OP . . . 物件平面
- OS . . . 物件空間
- S1 . . . 物向前透鏡表面
- S30 . . . 控制信號
- SRI . . . 經數位化之原始影像信號

發明摘要

※ 申請案號：105112692

※ 申請日：105-4-22

※IPC 分類：

G02B 27/00 (2006.01)

G02K 9/00 (2006.01)

H04N 5/232 (2006.01)

【發明名稱】

延伸景深生物識別系統

EXTENDED DEPTH-OF-FIELD BIOMETRIC SYSTEM

【中文】

本發明揭示一種虹膜辨識系統，其可包含具有導致一延伸景深之預期量之球面像差的一光學系統。可標準化藉由該光學系統擷取之一虹膜之一原始影像。在某些實施例中，該經標準化之原始影像可經處理以增強該經標準化之虹膜影像之MTF。可從該經標準化之原始影像或該經增強標準化之原始影像產生一虹膜碼。該虹膜碼可與已知虹膜碼進行比較以判定是否存在一匹配。在某些實施例中，由該經標準化之虹膜影像產生之該虹膜碼可在與該等已知虹膜碼比較之前以等化函數處理。

【英文】

An iris recognition system may include an optical system having an intentional amount of spherical aberration that results in an extended depth of field. A raw image of an iris captured by the optical system may be normalized. In some embodiments, the normalized raw image may be processed to enhance the MTF of the normalized iris image. An iris code may be generated from the normalized raw image or the enhanced normalized raw image. The iris code may be compared to known iris codes to determine if there is a match. In some embodiments, the iris code generated by the normalized iris image may be processed with equalization function before comparison with the known iris codes.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（1）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

10	單一透鏡延伸景深(EDOF)光學系統
20	成像光學系統
22	單一透鏡元件
30	影像感測器；影像擷取器件
32	光敏表面
50	控制器
54	影像處理單元(影像處理器)
90	資料庫單元
92	記憶體單元
A1	光軸
AS	孔徑光闌
D_{OB}	軸向物距
DOF	景深
DOF'	焦點深度
DS	軸向距離
IM	影像
IP	影像平面
IS	影像空間
OB	物件
OP	物件平面
OS	物件空間
S1	物向前透鏡表面
S30	控制信號

SRI 經數位化之原始影像信號

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

無

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

【發明名稱】

延伸景深生物識別系統

EXTENDED DEPTH-OF-FIELD BIOMETRIC SYSTEM

【技術領域】

本發明係關於一種生物識別系統，其具有具一經設計球面像差位準之一延伸景深光學系統。

【先前技術】

生物識別系統(諸如虹膜辨識系統)可出於各種目的擷取具有獨特特性(例如，一虹膜)之一人之一特徵之一影像(例如)以基於所擷取影像確認人之身份。在虹膜辨識之實例中，一人之虹膜之一原始高品質影像可由一光學系統擷取且變換為一虹膜碼，該虹膜碼被儲存在與一群人相關聯之虹膜碼之一資料庫中。為隨後確認一使用者之身份，擷取該使用者之虹膜之一影像，產生一虹膜碼，且針對所擷取虹膜影像之虹膜碼與儲存在資料庫中之虹膜碼進行比較。若所擷取虹膜影像之虹膜碼展現與一所儲存虹膜碼之一相當高的類似度位準(例如，在所擷取影像與所儲存影像之間之漢明(Hamming)距離小於一臨限值)，則可假定使用者之虹膜係與與所儲存虹膜碼相關聯之身份之一匹配。

虹膜辨識系統可能難以擷取一品質足夠之虹膜影像用於此匹配程序中。例如，若一人正在移動，則可能難以擷取虹膜之一高品質影像。即使一人係固定的，許多光學系統由於光學系統之受限景深或焦點深度而仍需要虹膜相對於該光學系統之精確定位。

一種延伸景深(EDOF) (亦被稱為延伸焦點深度)光學系統可允許擷取一所要影像之靈活性更大，此係因為該光學系統可在距該光學系

統之一較大距離內擷取具有一相對高品質之影像，所擷取影像之調變轉換函數(MTF)有所犧牲。EDOF光學系統可包含複雜光學系統，例如，其包含配置在入射光瞳中以給予一複雜波前形狀之一個以上透鏡元件或一非圓形對稱波前寫碼板。

用於生物識別(諸如虹膜辨識)中之EDOF光學系統可數位增強所擷取原始影像以補償用該EDOF光學系統擷取之影像之精簡MTF。此額外處理層可消耗大量消耗資源、花費一延長時間段或兩者。此可導致利用EDOF技術之一生物識別系統之過多成本，或可折衷生物識別系統之效能，該等生物識別系統需要迅速處理並比較生物識別特徵與所儲存影像(例如，比較來自一所擷取影像虹膜影像之一虹膜碼與所儲存虹膜碼之一資料庫)。

現今之生物識別解決方案之上述缺陷僅旨在提供習知系統之某些問題之一概述，而非旨在係詳盡的。關於本文中所描述之各種非限制實施例之習知系統及對應益處之其他問題可在檢視下列描述後旋即變得更顯而易見。

【發明內容】

下文呈現說明書之一簡化概要以提供對說明書之某些態樣之一基本理解。此概要並非說明書之一廣泛概述。希望既不標示說明書之關鍵或重要元件亦不描述對於說明書之任何實施例特定之任何範疇，或技術方案之任何範疇。其唯一目的係以一簡化形式將說明書之某些概念呈現為隨後呈現之更詳細描述之一序言。

在各種實施例中，一種處理處於一成像波長 λ_{IM} 之一虹膜之一延伸景深(EDOF)影像之方法包括擷取虹膜之一原始影像，其中該原始影像具有一精簡調變轉換函數(MTF)，該函數基於具有 $0.2\lambda_{IM} \leq SA \leq 2\lambda_{IM}$ 之一球面像差(SA)量之一光學系統。該方法亦包括標準化原始影像。該方法進一步包括基於經標準化之原始影像產生一虹膜碼。

在各種實施例中，一種用於處理處於一成像波長 λ_{IM} 之一虹膜之一延伸景深(EDOF)影像之系統可包括具有 $0.2\lambda_{IM} \leq SA \leq 2\lambda_{IM}$ 之一球面像差(SA)量之一光學系統，該光學系統經組態以在一影像感測器上形成已基於球面像差精簡一調變轉換函數(MTF)之一原始影像。該系統亦可包括電連接至影像感測器之一控制器，其中該控制器經組態以擷取虹膜之一原始影像、標準化該原始影像，且基於該經標準化之原始影像產生一虹膜碼。

另外，描述各種其他修改、替代實施例、所揭示標的之優點及相對於習知監測單元之改良。下文更詳細地描述所揭示標的之此等及其他額外特徵。

【圖式簡單說明】

本發明之上述及其他特徵、其本質及各種優點將在結合隨附圖式考量下列詳細描述後旋即更顯而易見，其中：

圖1描繪根據本發明之某些實施例之用於影像擷取、處理及識別之一系統之一例示性系統圖式；

圖2描繪根據本發明之某些實施例之一例示性生物識別器件；

圖3描繪根據本發明之某些實施例之二維空間中之一虹膜影像及經標準化之虹膜影像之一例示性幾何表示；

圖4A描繪根據本發明之某些實施例之依據空間頻率變化之原始MTF、增強MTF及MTF增益函數之一例示性圖；

圖4B描繪根據本發明之某些實施例之用於產生依據空間頻率表示之一虹膜碼之小波基函數之一例示性圖；

圖4C描繪根據本發明之某些實施例之用於產生以增益MTF函數調變、依據空間頻率變化之一虹膜碼之小波基函數之一例示性圖；

圖4D描繪根據本發明之某些實施例之與圖4C之經調變小波函數相關聯、依據空間頻率變化之增益係數之一離散表示之一例示性圖；

圖5A描繪根據本發明之實施例之一虹膜影像擷取、處理及比較系統之一例示性大致組織結構圖；

圖5B描繪根據本發明之實施例之包含原始影像之EDOF影像擷取及MTF增強之一虹膜影像擷取、處理及比較系統之一例示性大致組織結構圖；

圖6A描繪根據本發明之某些實施例之藉由具有具球面像差之一透鏡之一EDOF光學系統產生、處於不同空間頻率範圍之原始及增強MTF之一例示性圖；

圖6B描繪根據本發明之某些實施例之藉由具有具球面像差之一透鏡之一EDOF光學系統產生、處於圖6A之低空間頻率範圍之原始及增強MTF之一例示性圖；

圖7描繪根據本發明之某些實施例之表示四個路徑P1至P4之一例示性組織結構圖，該四個路徑P1至P4描繪用於從影像擷取至識別之生物識別識別之例示性序列；

圖8A描繪根據本發明之某些實施例之標準化虹膜空間中之一例示性小波函數；

圖8B描繪根據本發明之某些實施例之圖8A之例示性小波函數之空間頻譜分佈；

圖9A描繪根據本發明之某些實施例之用於虹膜碼之比較之一例示性漢明距離分佈；

圖9B描繪根據本發明之某些實施例之用於虹膜碼之比較之例示性漢明距離分佈；且

圖10描繪根據本發明之某些實施例之一標準化虹膜影像之MTF增強。

【實施方式】

本文出於圖解說明而非限制之目的描述例示性生物識別系統(諸

如虹膜辨識系統)。例如，熟悉此項技術者可瞭解，闡釋性實施例可具有相對於其他生物識別系統及相對於其他辨識應用(諸如產業自動化系統)之應用。

現在詳細參考本發明之當前例示性實施例，在隨附圖式中圖解說明該等實施例之實例。只要可能，貫穿圖式使用相同或類似參考符號以指代相同或類似部件。可在本發明之範疇內對下列實例作出各種修改及變更，且例示性實施例之態樣可以不同方式省略、修改或組合以達成另外的更多實施例。相應地，應考慮但不限於本文中描述之實施例而從本發明之整體理解本發明之真實範疇。

本發明之實施例描述用一EDOF光學系統(諸如一單一透鏡EDOF系統)獲得虹膜影像之系統及方法。例如，如在2008年2月29日申請之PCT專利申請案PCT/IB2008/001304中所描述，該案以引用的方式併入本文中，單一透鏡EDOF光學系統可使用呈現受控量之球面像差之一透鏡。所擷取虹膜影像可經處理以整合可由對稱旋轉MTF(調變轉換函數)精簡之光學轉換函數(OTF)之特性。從所擷取影像產生之一虹膜碼可與所儲存虹膜碼比較。可藉由用於可擷取並處理影像之任何適當器件(諸如安全系統、平板電腦、蜂巢式電話、智慧型電話、電腦、相機、行動虹膜辨識器件、限入器件、CCTV系統、器具、運載工具、武器系統、任何其他適當器件或其任何組合)中之任何適當硬體及/或軟體實施方案實施本文中描述之系統及方法。此外，將瞭解，一EDOF系統及生物識別比較系統可用於其他生物識別應用(例如，面部辨識、非接觸式指紋)以及其他擷取及辨識系統(例如，在產業應用中)。

首先論述一種廣義單一透鏡EDOF光學系統，其後接著討論用於該廣義EDOF光學系統之單一透鏡成像光學系統之例示性實施例。接著，本發明將提出一種包含一EDOF光學系統之虹膜辨識系統。

廣義EDOF系統

圖1係根據本發明之一單一透鏡EDOF光學系統(「系統」) 10之一例示性實施例之一方塊圖。系統10包含一光軸A1，沿著該光軸配置有一成像光學系統20，該成像光學系統由一單一透鏡元件22及一孔徑光闌AS組成，該孔徑光闌AS定位在該透鏡元件之物向(objectwise)、距一物向前透鏡表面S1之一軸向距離DS處。孔徑光闌AS係「清晰」或「敞開」，此意指其並不包含任何相位改變元件，諸如相位板、相位編碼光學元件或任何類型之相位改變構件。雖然可根據本發明使用任何適當單一透鏡光學系統，但在一實施例中，可如美國專利第8,594,388號中所描述組態單一透鏡光學系統，該專利以引用的方式併入本文中。此一單一透鏡光學系統可包含一孔徑光闌，該孔徑光闌被定位在最小化彗形像差之一位置處，且可由任何適當材料(諸如玻璃或塑膠)構成。在某些實施例中，例如，如美國專利第8,416,334號中所描述(該專利以引用的方式併入本文中)，單一透鏡可為由一單一光學材料製成之一單一、旋轉對稱光學組件。在某些實施例中，例如，如美國專利第8,488,044號(該專利以引用的方式併入本文中)或2008年2月29日申請之PCT申請案第PCT/IB2008/001304號(該案以引用的方式併入本文中)中所描述，單一透鏡可包含一球面折射表面。

光學系統20具有一橫向放大 M_L 、一軸向放大 $M_A=(M_L)^2$ 、一物件空間OS中之一物件平面OP及一影像空間IS中之一影像平面IP。一物件OB被展示為在物件平面OP中且藉由光學系統20形成之對應影像IM被展示為在影像平面IP中。物件OB係在距透鏡元件22之一軸向物距 D_{OB} 處。

光學系統20在物件空間OS中具有一景深DOF，在該景深內物件OB可被成像且保持對焦。同樣地，光學系統20在影像空間IS中具有

一對應焦點深度DOF'，在該焦點深度內物件OB之影像IM保持對焦。因此，物件平面OP及影像平面IP係物件OB及對應影像IM之各自位置之理想化且通常分別對應於一最適宜物件位置及一「最佳焦點」位置。事實上，此等平面可實際上落在其各自景深DOF及焦點深度DOF'內之任何位置，且通常為彎曲而非平坦。由光學系統20之性質定義景深DOF及焦點深度DOF'，且在下文更充分地論述其在系統10中之相互關係及重要性。

系統10亦包含一影像感測器30，該影像感測器具有配置在影像平面IP處之一光敏表面32（例如，一電荷耦合器件陣列）以便接收並偵測影像IM，該影像在本文中亦被稱為一「初始」或一「原始」影像。雖然可根據本發明使用任何適當影像感測器30，但在一例示性實施例中，影像感測器30可為或包含一高清晰度CCD相機或CMOS相機。在一例示性實施例中，光敏表面32由3000×2208個像素組成，像素尺寸為3.5微米。對於處於此小像素尺寸之一CMOS相機而言，全井容量被減小至21,000個電子，該全井容量轉化為處於飽和位準之43.2 dB之快照雜訊之一最小值。一實例影像感測器30係或包含來自具有藉由IEEE1394火線連結至一影像處理器(下文論述)之3000×2208個像素之Pixelink PL-A781之一相機，且應用程式呼叫藉由一DLL中之一Pixelink庫提供之API以控制相機執行影像擷取。一實例影像感測器30具有光敏表面32之約一6 mm對角線量測。

在一例示性實施例中，系統10進一步包含一控制器50（諸如一電腦或相似機器），該控制器經調適(例如，經由指令(諸如一電腦可讀或機器可讀媒體中體現之軟體))以控制系統之各種組件之操作。如下文更詳細地描述，控制器50經組態以控制系統10之操作且包含一影像處理單元(「影像處理器」) 54，該影像處理單元電連接至影像感測器30且經調適以從其接收並處理經數位化之原始影像信號SRI且形成經處

理影像信號SPI。

圖2係根據本發明之某些實施例之包含系統10之一例示性手持式器件52之一示意圖。在一例示性實施例中，控制器50係或包含具有一處理器(例如，影像處理器54)之一電腦且包含一作業系統(諸如Microsoft WINDOWS或LINUX)。

在一例示性實施例中，影像處理器54可為或包含具有執行本文中所述之處理功能所必需之處理能力之任何適當處理器，該等處理功能包含但不限於硬體邏輯、一處理器上運行之電腦可讀指令或其任何組合。在某些實施例中，處理器可包含一通用或專用微處理器、有限狀態機、控制器、電腦、中央處理單元(CPU)、場可程式化閘極陣列(FPGA)或數位信號處理器。在一例示性實施例中，處理器係一Intel I7、XEON或PENTIUM處理器，或一AMD TURION或與由AMD Corp.、Intel Corp.或其他半導體處理器製造商製造之此等處理器同在線上之其他處理器。影像處理器54可運行軟體以執行本文中所述之操作，該軟體包含在一有形非暫時性電腦可讀儲存媒體上以機器可讀形式存取之軟體，以及描述硬體之組態之軟體(諸如用於設計晶片之硬體描述語言(HDL)軟體)。

控制器50亦可包含可操作地耦合至影像處理器54之一記憶體單元(「記憶體」) 110，可藉由影像處理器54執行之一系列指令可被儲存在該記憶體單元上。如本文中所使用，術語「記憶體」係指包含磁碟、隨身碟及記憶體等等、但不包含傳播之信號之任何有形(或非暫時性)儲存媒體。有形電腦可讀儲存媒體包含揮發性及非揮發性、可移除及非可移除媒體，諸如電腦可讀指令、資料結構、程式模組或其他資料。此等媒體之實例包含RAM、ROM、EPROM、EEPROM、快閃記憶體、CD-ROM、DVD、磁碟或光學儲存器、磁性儲存器，或儲存藉由一處理器或計算器件存取之資訊之任何其他非暫時性媒體。在

一例示性實施例中，控制器50可包含經調適以適應一可移除處理器可讀媒體116 (諸如CD-ROM、DVD、記憶體棒或相似儲存媒體)之一埠或驅動器120。

可在各種實施例中以一機器可讀媒體(例如，記憶體110)實施本發明之EDOF方法，該機器可讀媒體包括用於引起控制器50執行該等方法之機器可讀指令(例如，電腦程式及/或軟體模組)及用於操作系統10之控制操作。在一例示性實施例中，電腦程式在記憶體110外之影像處理器54上運行，且可在儲存於可移除媒體116上時經由磁碟驅動器或埠120，或在儲存於控制器50外部時經由一有線或無線網路連接，或經由從其可讀取並利用電腦程式之其他類型之電腦或機器可讀媒體而從永久儲存器傳送至主記憶體。

電腦程式及/或軟體模組可包括多個模組或物件以執行本發明之各種方法，且控制系統10中之各種組件之操作及功能。用於程式碼之電腦程式化語言之類型可在程序碼型語言與物件定向語言之間變化。檔案或物件無需與取決於程式設計師之需要所描述之模組或方法步驟具有一一對一對應性。此外，方法及裝置可包括軟體、硬體及韌體之組合。韌體可被下載至影像處理器54中用於實施本發明之各種例示性實施例。

控制器50亦可包含一顯示器130，該顯示器可為用於以任何適當方式(例如，使用多種多樣之文數字及圖形表示)顯示資訊之任何適當顯示器。在某些實施例中，顯示器130可顯示增強影像(例如，藉由系統10擷取且增強之影像)。控制器50亦可包含一資料鍵入器件132。資料鍵入器件132可包含允許系統10之一使用者與控制器50互相作用之任何適當器件。例如，一鍵盤或觸控螢幕可允許一使用者輸入用於控制器50之資訊(例如，被成像之物件之名稱等等)並手動控制系統10之操作。在一例示性實施例中，控制器50製作得足夠精巧以裝配在一手

持式或攜帶型器件(諸如圖2中展示之器件52)之一小形狀因數外殼內。

系統10亦可包含可操作地連接至控制器50之一資料庫單元90。在一實施例中，資料庫單元90可包含用作一電腦可讀媒體之記憶體單元92，該電腦可讀媒體經調適以從影像處理器54接收經處理影像信號SPI並儲存如藉由經處理影像信號表示之物件OB之相關聯經處理數位影像。記憶體單元92可包含如本文中所描述之任何適當記憶體，且可以任何適當方式(例如，在系統10內本端或遠端地)可操作地連接至控制器50。在一例示性實施例中，資料庫單元90被包含在控制器50內。

操作之一般方法

參考圖1，在系統10之一般操作中，藉由光學系統20在感測器30之光敏表面32上形成物件OB之影像IM。控制器50發送一控制信號S30以啟動影像感測器30達一給定曝光時間，使得藉由光敏表面32擷取影像IM。影像感測器30數位化此「原始」影像IM並產生表示原始所擷取影像之電子原始影像信號SRI。

影像處理器54可經調適以從影像感測器30接收經數位化之電原始影像信號SRI並收集待以壓縮格式儲存之對應原始影像。資料格式可遵循常見標準(諸如ISO INCITS 379及ISO 19794-6)。影像可被儲存為原生或壓縮影像(TIFF、bmp、jpeg)。在某些實施例中，可進一步處理原始影像，其中代替原始影像或除原始影像外儲存經處理版本之影像。例如，如本文中所描述，在某些實施例中，原始影像可經增強以改良所擷取MTF(例如，針對藉由具有EDOF光學器件之一系統擷取之影像)。在某些實施例(諸如虹膜辨識)中，影像可經進一步處理以被標準化及/或以產生一壓縮虹膜碼，該壓縮虹膜碼以僅表示虹膜圖案之一高度壓縮格式特定儲存。

在某些實施例中，如下文所論述，可直接使用原始影像IM，

即，無需任何處理來增強影像，或僅運用不涉及MTF增強之較小影像處理。此方法可用於特定類型之成像應用，諸如字元辨識及用於使二階式物件(例如，條碼物件)成像，其中(例如)判定邊緣位置比影像對比更重要。原始影像IM與藉由光學系統20甚至無需額外對比增強影像處理所提供之一EDOF相關聯，使得在某些例示性實施例中，系統10無需利用系統之某些或所有影像處理能力。在某些實施例中，如本文中所描述，針對用一EDOF系統擷取並經處理之影像可省略用於虹膜辨識之處理之某些態樣。

在一實施例中，收集並平均化(例如，使用影像處理器54) N個原始影像以便形成相比於N個原始影像之任一者具有減小雜訊之一(經數位化之)原始影像IM'。

在某些實施例中，可期望增強原始影像IM。影像處理器54可接收並數位化處理電子原始影像信號SRI以形成一電子處理影像信號SPI中體現之一對應對比增強影像，其可視需要儲存在資料庫單元90中。

在某些實施例(諸如生物識別應用)中，系統10可比較所擷取生物識別資訊(例如，與一所擷取虹膜影像相關聯且儲存在資料庫90中之虹膜碼)與已知生物識別資訊(例如，與已知使用者相關聯且儲存在資料庫90中或遠端地儲存之虹膜碼)。如本文中所描述，控制器50可存取來自資料庫單元90之所儲存之處理影像或相關資料(例如，虹膜碼)以供比較。在虹膜辨識之一例示性實施例中，來自經標準化之虹膜影像之壓縮資料可用於比較。在某些實施例中，此高端壓縮資料可裝配在5 kB至10 kB之小檔案或資料區塊中。

光學系統

如上文所論述，成像光學系統20具有如藉由光學系統之特定設計定義之物件空間OS中之一景深DOF及影像空間IS中之一焦點深度DOF'。用於習知光學系統之景深DOF及焦點深度DOF'可藉由量測透

過焦點之點擴展函數(PSF)之進展而確證，且可藉由指定被認為對於一給定應用而言可接受之解析度R之損耗量而確立。「最小彌散圓」往往被當作定義焦點深度DOF'之限制之參數。

在本發明中，藉由向光學系統20提供一些球面像差(SA)而延伸景深DOF及焦點深度DOF'兩者。在一例示性實施例中， $0.2\lambda \leq SA \leq 5\lambda$ ，更佳地 $0.2\lambda \leq SA \leq 2\lambda$ ，且甚至更佳地 $0.5\lambda \leq SA \leq 1\lambda$ ，其中 λ 係一成像波長。在一例示性實施例中，處於成像波長 λ 之光學系統中之球面像差SA之量係使得景深DOF或焦點深度DOF'相比於一繞射受限光學系統增加介於50%與500%之間之一量。藉由添加球面像差SA之選擇量，可控制景深DOF之增加量。本文中陳述之實例光學系統設計添加球面像差SA之選擇量以增大景深DOF，而不實質上增大其他像差對影像形成之不利影響。

由於景深DOF及焦點深度DOF'藉由光學系統20之軸向放大 M_A 及橫向放大 M_L 經由關係式 $DOF'=(M_A) DOF=(M_L)^2 DOF$ 而建立聯繫，故系統10為了方便而被視為具有一「延伸景深」。熟悉此項技術者將認識到，此表達亦暗示系統10同樣具有一「延伸焦點深度」。因此，下文取決於論述之內容脈絡而提及景深DOF或焦點深度DOF'。

亦可結合PSF使用MTF以藉由檢查透過焦點之影像之解析度R及影像對比CI而特徵化焦點深度DOF'。此處，影像對比由下式給定

$$CI = (I_{MAX} - I_{MIN}) / (I_{MAX} + I_{MIN})$$

且經量測用於具有一特定空間頻率之一組正弦線-空間對之一影像，其中 I_{MAX} 及 I_{MIN} 分別為最大影像強度及最小影像強度。「最佳焦點」被定義為影像位置，其中MTF被最大化且其中PSF最窄。當一光學系統沒有像差(即，繞射受限)時，基於MTF之最佳焦點與基於PSF之最佳焦點重合。然而，當像差存在於一光學系統中時，基於MTF及PSF之

最佳焦點位置可不同。

習知透鏡設計原理需要以如下之一方式設計一光學系統：尋求消除所有像差，或至少平衡其以最小化其影響，使得該光學系統整體上實質上無像差。然而，在本發明中，光學系統20經有意設計以具有球面像差作為一主要像差，且亦可同樣具有少量色差。

球面像差藉由將MTF之整體位準從基本頻率 $f_0=0$ 減小至截止頻率 f_c 而減小影像之對比。截止頻率 f_c 相比於理想(即，繞射受限) MTF並未顯著減小，故幾乎所有原始空間-頻率頻譜皆可用。因此，空間-頻率資訊雖然具有一較低對比，但在影像中仍可用。在某些實施例中，如下文所描述，可藉由如由影像處理單元54實行之MTF增強數位過濾程序還原減小之對比。在某些實施例中，可不必執行MTF增強，即，例如，在如本文中描述之虹膜辨識之某些實施例中，可在無MTF增強之情況下使用具有一減小之MTF之一EDOF影像。

球面像差SA之量在高空間頻率在一較大散焦範圍內保持可用之意義上增大焦點深度DOF'。本文中所描述之影像之處理允許影像用於諸如生物識別(例如，具有或無還原增強之焦點深度DOF'內之對比之數位過濾)之應用，藉此有效地增強光學系統20之成像效能。

球面像差在波前「誤差」係經標準化之瞳孔座標 ρ 之一偶數幂之意義上為一「偶數(even)」像差。因此，球面像差呈現一旋轉對稱波前，使得相位係零。此意指所得光學轉換函數(OTF) (其係PSF之傅立葉變換)係一旋轉對稱、實值函數。可獲得MTF (其係OTF之量值)，其中球面像差係藉由考量一傾斜邊緣上進行之——維MTF量測之主要像差。此量測提供所有所需之資訊以經由數位信號處理還原二維影像。再者，相位在任何散焦位置處係零，其允許數位影像處理增強MTF，而無需考量傅立葉(即，空間-頻率)空間中之OTF之相位分量(即，相位轉換函數或PFT)。

約 0.75λ 之一球面像差SA量給定一顯著DOF增強，而不在MTF中一個散焦側形成一零點。超過約 $SA=0.75\lambda$ ，一零點出現在距最佳焦點位置之散焦之兩側上。對於一繞射受限光學系統而言，藉由關係式 $DOF'=\pm\lambda/(NA^2)$ 給定焦點深度DOF'，其中NA係光學系統之數值孔徑。在一例示性實施例中，光學系統20具有在約0.033與0.125之間之一NA(即，約F/15至約F/4，其中 $F/\#=1/(2NA)$ 假定小角近似)。

藉由實例，針對F/6.6、 $\lambda=800$ nm之一中心波長及 $\Delta\lambda$ 之一頻寬，繞射受限焦點深度DOF'係約20 mm，其中一橫向放大係1/1.4。一球面像差量 $SA=0.75\lambda$ 之引入將焦點深度DOF'增大至約100 mm、約5X之一增大。

MTF增強

在某些實施例中，可期望改良用具有球面像差之一EDOF系統擷取之一原始影像之對比。在某些實施例中，此可藉由以如下之一方式過濾原始影像而完成：還原MTF作為一平滑函數，其以空間頻率連續減少且較佳地避免過衝、振鈴及其他影像假影。

雜訊放大往往係尋求削尖一信號(例如，增強一數位光學影像中之對比)之任何過濾程序中的一問題。相應地，在一例示性實施例中，考慮雜訊之功率譜之一經最佳化之增益函數(類似於維納之濾波器)在對比增強程序期間經施加以減小雜訊放大。

在一例示性實施例中，施加於「原始」MTF以形成「輸出」或「增強」MTF(本文中稱之為「輸出MTF」)之增益函數取決於物距 D_{OB} 。藉由一校正程序獲得MTF對距離 D_{OB} ，其中在預期景深DOF中藉由使用散焦步驟 $\delta_F\leq(1/8)(\lambda/(NA^2))$ 取樣而量測MTF以避免任何欠取樣及因此針對MTF之透過焦點資訊之損耗。在此實例中，增強MTF被視為「焦點相依的」。

在一實施例中，MTF增益函數可不取決於物距。雖然可以任何適

當方式判定一MTF增益函數，但在一實施例中，可基於一增強MTF目標函數超過所分配景深內原始MTF之均值之比率來估計該MTF增益函數。例如，由於可能已知相比於藉由具有球面像差之一系統所獲得之一影像之MTF之一所要MTF的典型平滑形狀，故對於MTF增強而言，一近似可為足夠精確的。

用來還原或增強原始MTF之上述MTF增益函數係一三維函數 $G(u, v, d)$ ，其中 u 係沿著X軸之空間頻率， v 係沿著Y軸之空間頻率，且 d 係物件在允許之延伸景深DOF中之距離(d 因此對應於物距 D_{OB})。PSF及MTF之旋轉對稱導致增益函數之一簡化定義，即：

$$G'(\omega, d) \quad \text{其中} \quad \omega^2 = u^2 + v^2$$

旋轉對稱亦使 $G'(\omega, d)$ 成為一實值函數而非一般情況中之一複值函數。

「增強之」或「還原之」OTF被表示為 OTF' 且定義為：

$$OTF'(u, v, d) = G(u, v, d) OTF(u, v, d)$$

其中OTF係用於非相干光之光學系統之光學轉換函數， OTF' 係包含數位處理之光學系統之等效OTF，且 G 係前述MTF增益函數。藉由下式給定針對基於原始或未還原MTF之還原或「輸出」或「增強之」MTF(即， MTF')之關係：

$$MTF'(\omega, d) = G'(\omega, d) MTF(\omega, d)$$

當物距未知時，可使用一經最佳化之平均增益函數 G' 。所得MTF被增強，但並非物距之一函數。

後數位程序可經最佳化以遞送工作景深DOF之範圍中之任何距離上之實質上相同MTF。只要 D_{OB} 係在光學系統20之景深DOF內，此即提供獨立於物距 D_{OB} 之一實質上恆定影像品質。由於光學系統20歸因於如下文描述之球面像差之存在而具有一延伸景深DOF，故系統10可

適應物距 D_{OB} 之一相對大變動且仍能夠擷取適當影像。

圖4A描繪根據本發明之某些實施例之依據空間頻率變化之原始MTF、增強之MTF及MTF增益函數之一例示性圖。在一實施例中，此等圖可提供一例示性增益函數及其使用上述程序獲得之對應多色處理(輸出)之EMTF。MTF增益函數MGF可經簡化為由一拋物線函數乘以一超高斯函數之乘積構成之一頻率函數，即：

$$Gain = \left(1 + A \cdot f^2\right) \cdot e^{-\left(\frac{f^2}{f_0^2}\right)^n}$$

此處，A係一常數，n係超高斯階，且 f_0 係截止頻率，其被設定成最高頻率，其中原始MTF被推薦為高於延伸景深DOF之整個範圍之5%。參數A、 f_0 及n允許改變輸出MTF'位準並取決於影像感測器之奈奎斯特頻率 f_N 而管理截止頻率。減小處於奈奎斯特頻率 f_N 之MTF減小雜訊位準且避免影像中之混疊假影。

雖然將瞭解可以任何適當方式(例如，基於用來獲得MGF之方法)實施MGF，但在一實施例中，實施MGF之一個有效方法可為作為可儲存於系統10之記憶體中之經校正資料之一取樣表格。

圖6A描繪根據本發明之某些實施例之藉由具有具球面像差之一透鏡之一EDOF光學系統產生、處於不同空間頻率範圍之原始及增強MTF之一例示性圖，而圖6B描繪根據本發明之某些實施例之藉由具有具球面像差之一透鏡之一EDOF光學系統產生、處於圖6A之低空間頻率範圍之原始及增強MTF之一例示性圖。在圖6A中，輸出MTF'之形狀盡可能接近超高斯函數，即：

$$Gain(f) = \frac{e^{-\left(\frac{f^2}{f_0^2}\right)^n}}{MTF_{z=0}(f)}$$

以此方式，增益函數經調適以產生如在數位處理之後描述之超

高斯輸出MTF'。與增益函數相乘之原始MTF產生超高斯輸出MTF'。

可藉由一超高斯輸出函數表示輸出MTF'。超高斯輸出MTF'具有以低及中等空間頻率至多半截止頻率產生一高對比之某些寶貴性質，且可產生最小化經處理PSF、LSF (線擴展函數)及ESF (邊緣擴展函數)上之過衝及振鈴之一連續及規則下降。

若 $n=1$ ，則輸出MTF'係高斯。此提供無任何振鈴或過衝之一PSF、LSF及ESF。若 $n > 1$ ，則輸出MTF'係超高斯。對於 n 之較高值而言，處於高空間頻率之對比亦為高，但振鈴及過衝增大。在某些實施例中，一良好折衷可為 $1 > n > 2$ ，其中以低及中等空間頻率很好地增強輸出MTF'，而振鈴及過衝被限於約5%，其對於多數成像應用而言可為可接受的。在一例示性實施例中，真實輸出MTF'盡可能接近一超高斯。

在某些實施例中，可期望控制功率雜訊放大。在其中原始MTF上之增益較高以便達成輸出MTF'之距離處，可判定在MTF位準與影像上之信雜比之間之一良好折衷，同時控制處於高空間頻率之輸出MTF'之斜率可避免顯著過衝。

在圖4A之MTF圖中，輸出MTF「EMTF」具有避免過衝及其他成像假影之一平滑形狀。數位濾波器之施加增益經最佳化或增強以獲得最大輸出MTF'同時控制增益或雜訊。

藉由平均化循序影像之影像雜訊縮減

存在與影像擷取及影像處理步驟相關聯之兩個相異雜訊源。第一雜訊源被稱為「固定圖案雜訊」或簡稱為FP雜訊。藉由影像感測器30之一特定校正在給定操作條件下減小FP雜訊。在一例示性實施例中，經由固定圖案雜訊之一多級映射減小FP雜訊，其中藉由一校正表(例如，具有校正值之一查找表)校正每一像素。此需要一校正檔案中之每一影像感測器及校正資料儲存器之一單個校正。例如，藉由使一

純白影像(例如，來自一積分球)成像且量測所獲得原始數位影像之變動而執行用於一給定影像感測器之固定圖案雜訊之映射。

其他雜訊源係散粒雜訊，其係隨機雜訊。在電子器件中藉由與電子之移動相關聯之泊松統計(Poisson statistics)產生散粒雜訊。散粒雜訊亦在經由光電效應將光子轉換至電子時出現。

某些成像應用(諸如虹膜辨識)需要一高清晰度影像感測器30。為此，在一例示性實施例中，影像感測器30係或包含具有 3000×2208 個像素尺寸為 $3.5 \mu\text{m}$ 之像素之一陣列之一CMOS或CCD相機。全井容量針對處於此小像素尺寸之一CMOS相機減小至21,000個電子，且散粒雜訊之相關聯最小值係處於飽和位準之約43.2 dB。

系統10之一例示性實施例具有減小之雜訊，使得MTF品質被改良，此導致經改良影像。散粒雜訊之隨機本質係使得平均化 N 個所擷取影像係減小雜訊(即，改良SNR)之唯一可用方法。雜訊在比例上減少(即，SNR增加)至 $N^{1/2}$ 。此平均化程序可被應用至原始影像以及經處理(即，對比增強)影像。

只要被平均化之影像具有一固定物件或場景，平均化 N 個所擷取影像即為一適當雜訊縮減方法。然而，此平均化在物件移動時有問題。在一例示性實施例中，追蹤並精確量測物件OB之移動，且藉由在平均化原始影像之前先說明並補償反對運動而採用用於減小雜訊之平均化程序。

在一例示性實施例中，本發明之影像平均化程序在一所關注共同區域處之循序影像之間使用一關聯函數。藉由關聯峰值之位置判定相對二維影像偏移。在傅立葉域中處理關聯函數以藉由使用一快速傅立葉變換(FFT)演算法加快計算。以與初始影像相同之取樣間隔取樣提供之關聯函數。關聯最大值之偵測對於一個像素之尺寸而言係精確的。

此量測技術之一改良係使用在與最大關聯峰值相關聯之像素上居中之像素之一 3×3 內核。藉由擬合二維拋物線函數判定子像素位置以確立一最大值。接著判定(X,Y)影像偏移。影像在其偏移位置處經重新取樣。若經量測(X,Y)偏移之小數部分不等於0，則執行一雙線性內插。同樣亦可使用一香農(Shannon)內插，此係因為處於高於尼奎斯特頻率之頻率之影像中不存在信號。接著，所有影像在被重新取樣之後加總，考慮經量測關聯中之(X,Y)偏移。

虹膜影像處理

圖5A描繪根據本發明之實施例之包含一虹膜影像擷取、處理及比較系統之一例示性大致組織結構圖，而圖5B描繪根據本發明之實施例之包含EDOF影像擷取及MTF增強之一虹膜影像擷取、處理及比較系統之一例示性大致組織結構圖。

在圖5A及圖5B兩者中，可藉由一影像感測器30獲得一原始影像。一種例示性透鏡及相機系統可包含在物件空間中使空間頻率從0變化至 10 lp/mm 之設定。一放大關係可存在於其中定位一虹膜之物件與其中虹膜影像形成於一影像擷取器件30上之影像空間之間。將瞭解，可以任何適當方式判定系統10之一透鏡之焦距(例如)以形成根據物距之影像，從而導致一適當像素尺寸及像素數目，(例如，對於具有 10 mm 之一直徑之一虹膜之一影像而言，每行像素範圍為150至200個)。

如上文所述，圖5A大致描繪不包含EDOF光學器件及處理之一系統之操作，且因此，原始影像可為具有不需要增強之MTF特性之一高品質影像。然而，在圖5B中，可運用EDOF光學器件擷取原始影像，其可提供遠至影像擷取之景深之優點，但可導致具有減少之MTF特性之一影像。因此，在圖5B中，在步驟61處，可期望增強由一EDOF系統擷取之所擷取原始影像。雖然將瞭解可以任何適當方式增強原始影

像，但在一實施例中，可使用上文描述之MTF增強方法來增強該原始影像。

在某些實施例中，圖5A之原始影像或圖5B之MTF增強影像可經儲存以供隨後使用。雖然一影像可以任何適當方式儲存於任何適當媒體中，但在一實施例中，虹膜影像可經儲存作為一虹膜辨識登記程序之部分且可儲存於一虹膜登記資料庫(例如，系統10之資料庫90、一遠端資料庫及/或任何其他適當資料庫)中。在某些實施例中，虹膜影像可本身用於虹膜辨識，使得所獲得虹膜影像與從資料庫存取之一所儲存虹膜影像進行比較。

在圖5A或圖5B之步驟62處，系統10之影像處理器54可標準化虹膜影像。一典型所擷取虹膜影像(諸如遵守ISO INCITS 379及ISO 19794-6、具有一VGA尺寸(640×480個像素)之一影像)可通常取決於用於影像之影像格式(例如，jpeg、jpeg2000等等)之壓縮級而需要30 kB至100 kB。例如，一原始8位元未壓縮影像可能需要307,200個位元組。如下文將描述，對於虹膜辨識應用而言，影像可最終用來產生一虹膜碼，其與對應於已知使用者之先前所儲存虹膜影像之一虹膜碼進行比較。

一原始虹膜影像可包含虹膜周圍之不提供有用資訊用於產生此虹膜碼之區域。因此，在步驟62處，虹膜影像可被標準化。

圖3描繪根據本發明之某些實施例之二維空間中之一虹膜影像及經標準化之虹膜影像之一例示性幾何表示。雖然可以任何適當方式執行虹膜影像標準化，但在一實施例中，經標準化之影像可使用來自表示不超過8%之整個所擷取影像之所關注虹膜區域之資料而經產生作為一矩形函數。在一實施例中，可基於跨一620×480個像素區域上之虹膜影像之一200個像素來作出一估計。對於涉及一高解析度相機(例如，一5.5 MP或10 MP相機)之實施例而言，此ROI區域可表示小於

(例如)一使用者之包含兩隻眼睛之整個臉之一影像之所獲得影像之1%。

經標準化之影像可具有相比於虹膜影像之一大大減小之尺寸，例如，小於10 kB。在標準化期間，可移除不包含用於虹膜辨識之相關資訊之眾多區域。在一實施例中，可藉由內部瞳孔邊界43及外部虹膜邊界41限定相關虹膜影像。亦可從影像移除虹膜邊界內之影像之不與虹膜辨識相關之其他態樣，其包含鞏膜及眼瞼區域44及睫毛45。標準化程序之結果可為一經標準化之影像46，該影像發展為圖3之虹膜影像上之 θ 及半徑 r 之一極函數。

返回至圖5A及圖5B，在某些實施例中，經標準化之影像可經儲存以供隨後使用。雖然經標準化之影像可以任何適當方式儲存且儲存在任何適當媒體中，但在一實施例中，該經標準化之影像可經儲存作為一虹膜辨識登記程序之部分且可儲存在一虹膜登記資料庫(例如，系統10之資料庫90、一遠端資料庫及/或任何其他適當資料庫)中。在某些實施例中，該經標準化之影像可本身用於虹膜辨識，使得所獲得且經標準化之影像與從資料庫存取之一所儲存之經標準化之影像進行比較。

在步驟63處，經標準化之虹膜影像可經編碼以針對所獲得影像之虹膜產生一虹膜碼。虹膜辨識演算法可建置並使用來自所擷取影像之識別碼(虹膜碼)以與所儲存虹膜碼進行比較或以在一登記程序期間產生初始虹膜碼。如本文中所描述，在藉由一系統10擷取之一虹膜碼與來自於一先前登記程序期間擷取之一影像之一所儲存虹膜碼之間之一匹配可基於該兩個虹膜碼之間之一漢明距離進行判定。

雖然將瞭解可以任何適當方式從經標準化之影像產生虹膜碼，但在一實施例中，一數學變換可用來產生該虹膜碼。此等數學變換之一共同特性可為將經標準化之虹膜影像投射成一基本或向量小波並產

生對應於向量清單之一係數表，其中無論何時此轉換係線性或非線性，此等向量之各者皆在頻域中具有一典型列印。雖然將瞭解可使用任何適當數學變換，但在一實施例中，數學變換可為一加伯(Gabor)變換或一對數加伯變換。例如，加伯變換(例如，一離散加伯變換)可適於一數字碼以提供一向量清單。可藉由下式定義2D中之離散加伯變換：

$$G_{n_x, n_y, m_x, m_y}(u, v) = \sum_{m_x=0}^{M_x-1} \sum_{n_x=0}^{N_x-1} \sum_{m_y=0}^{M_y-1} \sum_{n_y=0}^{N_y-1} C_{m_x, n_x, m_y, n_y} \cdot g_{m_x, n_x, m_y, n_y}(u, v)$$

其中：

g_{m_x, n_x, m_y, n_y} 係離散加伯函數

C_{m_x, n_x, m_y, n_y} 係用於虹膜之識別碼之係數。

$$g_{m_x, n_x, m_y, n_y} = S(u - m_x N) \cdot S(v - m_y N) \cdot e^{i\Omega_x m_x u} \cdot e^{i\Omega_y m_y v}$$

其中：

m_x 、 n_x 、 m_y 、 n_y 係加伯函數之離散整數索引

$S()$ 表示離散加伯函數

u 係 θ 軸上之標準化影像中之索引位置

v 係 r 軸上之標準化影像中之索引位置

m_x 係 θ 軸上之離散階

m_y 係 r 軸上之離散階

Ω_x 係 θ 軸上之因數取樣， $\Omega_x \leq 2\pi/N_x$

Ω_y 係 r 軸上之因數取樣， $\Omega_y \leq 2\pi/N_y$

將瞭解，在函數之各種基數中可能存在此表示之變動，其中係數用來判定識別碼。基數可為完整且正交的，使得係數之數值具有相移性質，該等性質在與來自旋轉虹膜之一識別碼匹配時導致一穩定漢

明距離計算。

在某些實施例中，虹膜碼可經儲存以供隨後使用。雖然虹膜碼可以任何適當方式儲存且儲存在任何適當媒體中，但在一實施例中，該虹膜碼可經儲存作為一虹膜辨識登記程序之部分且可儲存在一虹膜登記資料庫(例如，系統10之資料庫90、一遠端資料庫及/或任何其他適當資料庫)中。

在步驟64處，與所擷取虹膜影像相關聯之虹膜碼可與儲存在一虹膜登記資料庫中之虹膜碼進行比較，以便判定在虹膜碼之間是否存在一匹配。雖然可以任何適當方式執行此匹配程序，但在一實施例中，與所擷取虹膜影像相關聯之虹膜碼可與來自資料庫之虹膜碼進行比較，且基於該兩個虹膜碼之間之漢明距離判定一匹配。

圖9A描繪根據本發明之某些實施例之用於虹膜碼之比較之一例示性漢明距離分佈。漢明距離越大，兩個虹膜碼之間之差異越大，且類似地，一較小漢明距離表示兩個虹膜碼之間之一較小差異。一自匹配影像產生一零漢明距離。然而，匹配程序並非完美，相反，相同主體及相同眼睛之兩個獨立快照之間之匹配將包含由於雜訊(諸如並不從一個影像關聯至下一影像之散粒雜訊)之某些正殘餘漢明距離。此外，固定圖案雜訊由於在使用相同相機時眼睛從一個影像移動至另一影像，故具有差的關聯性，且若在兩個不同相機上產生兩個影像，則可為無關聯的。另外，來自相同眼睛之影像可以瞳孔之擴張、修剪虹膜之一部分之一不同眼瞼孔徑、因運動之模糊及照明差異而產生漢明距離之某些小變動。由於此等自然變動，用於一匹配之一漢明距離並非為零。

雖然如此，但明確定義一匹配與一否決之間之差異。如圖9A中所描繪，一例示性漢明距離分佈可包含兩個明確定義之區域(i_d 及 d_i)，使得一臨限值(T_h)可經選擇而提供基於小於該臨限值之漢明距離

之一正確匹配之一極高概率。若漢明距離小於一臨限值，則判定一匹配。在美國專利5,291,560中描述用於虹膜碼之比較之一典型方法，該專利以引用的方式併入本文中。

經標準化之虹膜影像之MTF增強

在與虹膜影像之處理相關之某些實施例中，可對經標準化之虹膜影像而非原始虹膜影像執行MTF增強。此MTF增強可表示為操作為關於經標準化之虹膜影像之一削尖程序之一直接迴旋程序。雖然將瞭解可以任何適當方式(包含不同數字方法)實施藉由迴旋之MTF增強，但在一實施例中，可使用一內核或在傅立葉域中應用一相乘性2D遮罩來應用此程序。此方法可提供精度及可靠性，此係因為其考慮一經識別之所關注區域之整個影像上之2D迴旋程序之線性性質。在某些實施方案(諸如其中必須即時處理並分析影像之應用)中，此程序可比一原始影像之MTF增強消耗更少計算資源。

如上文所描述，以圖3中之極座標表示經標準化之虹膜影像。圖10描繪根據本發明之某些實施例之一經標準化之虹膜影像之MTF增強。經標準化之虹膜影像係依據 θ 及 r 而變化。 θ 座標藉由此非歐几里得變換(non-Euclidian transform)而受笛卡爾(Cartesian)頻域中之一標度因數影響。空間頻域中之此標度因數係直接逆值，如下：

- $F(\theta, r)$ 係極座標中之虹膜影像之極函數；

- FT係傅立葉變換；且

$$FT(F(\theta, r)) = \hat{G}(U, V)$$

其中 U 受 r 之一逆線性函數支配，此係因為距離 $d\theta$ 之任何改變等效於 $(r \cdot d\theta)$ 之物件空間中之一距離，其中 $d\theta$ 係 θ 之一小變動。

因此，在空間頻域中，極座標中之頻率 U 與物件空間中之頻率 f 之間之定標因數係 $U=f/r$ 。因此，極座標中之標準化虹膜影像之MTF

增強可跟隨U上頻率標度之此漸近式改變。

在一實施例中，可以一線性濾波器執行極座標中之標準化虹膜影像之MTF增強。雖然將瞭解可使用任何適當過濾程序，但在實施例中，可以一內核函數或使用傅立葉空間中之迴旋來執行過濾程序。

在一實施例中，傅立葉空間中之迴旋可涉及與一增益函數之相乘，其具有取決於頻率模數之一數值。關於最初原始影像之等效光學轉換函數增強係

$$\text{OTF}'(u, v, d) = G(u, v, d) \text{OTF}(u, v, d)$$

再次參考圖10，在一實施例中，極影像可被分裂成處於不同(r)值之數個頻帶50，每一頻帶50對應於一平均(r)值。如圖10中所描繪，此等頻帶可部分重疊以防止在最後影像融合中轉換邊緣假影。

在一實施例中，藉由FFT (快速傅立葉變換)之處理序列可涉及關於 θ 及r之2個不同尼奎斯特頻率。若頻帶尺寸係 $N_\theta \times N_r$ ，則關於 θ 之尼奎斯特頻率可為 $N_\theta/(4\pi r)$ 且關於r之尼奎斯特頻率可為 $N_r/(2H)$ ，其中H係沿著r軸之頻帶之徑向高度。可根據此等尼奎斯特頻率校正關於頻帶之FFT之頻率標度，使得頻帶之FFT之每一樣本元素具有關於 θ 角頻率之範圍 $[-(N_\theta - 1)/(4\pi r) - 1; N_\theta/(4\pi r)]$ 中之頻率座標u，及關於r徑向頻率之範圍 $[-(N_r - 1)/(2H); N_r/(2H)]$ 中之頻率座標v。每一樣本可為描述相位及振幅之一複數。振幅可乘以處於頻率f之MTF之增益函數Gain(f)，其中 $f^2 = u^2 + v^2$ 。

結果可為針對頻帶之各者產生FFT影像47，該等影像具有基於依Gain(f)之相乘之MTF增強。接著，FFT影像47可藉由逆FFT變換還原至極座標，從而導致用於具有增強MTF性質之頻帶50之各者之標準化影像。接著，MTF增強之頻帶影像可經合併以產生一融合影像49。頻帶之邊緣可含有某些邊緣假影作為迴旋對於週期頻帶之一自然效應，

以與將藉由迴旋產生相同之方式週期性地重複相同頻帶函數。可從最後合併影像自動修剪此等邊緣假影，其中每一頻帶在其邊緣處重疊區域中修剪。結果可為極座標中之MTF增強之標準化虹膜影像。

在另一實施例中，可藉由使用一內核之一迴旋執行標準化虹膜影像之MTF增強。以與上文所描述相同之方式，標準化虹膜影像可被分裂成頻帶。 θ 軸上之迴旋之內核以 $1/r$ 擴展以正確表示與笛卡爾座標中之最初原始影像相同之尺寸。可以與針對上文描述之FFT方法所描述相同之方式執行迴旋及分離頻帶之合併，此意指最後藉由相同方法重新組合每一頻帶之所得影像之各者。

虹膜碼等化

如本文中所描述，在其中使用一EDOF光學系統之某些實施例中，可在經標準化之前或之後增強原始影像。在其他實施例中，可期望避免EDOF原始影像之MTF增強(例如)以減小執行MTF增強所必需之處理時間或處理功率。在一實施例中，系統10可產生虹膜碼等化係數，其促進一所儲存虹膜碼與從尚未增強之一EDOF影像產生之一虹膜碼之比較，無論所儲存虹膜碼是否最初從具有一EDOF光學系統之一系統10產生。

雖然可以任何適當方式產生等化係數，但在一實施例中，可基於如具有一窄頻譜之加伯或對數加伯函數之一小波之一般特性產生該等等化係數。圖4B描繪根據本發明之某些實施例之用於產生表示為空間頻率之一函數之一虹膜碼之小波基函數之一例示性圖。對此等初等函數之各者之傅立葉變換之一分析可證實具有與 $[n_x, n_y, m_x, m_y]$ 之階值相關之一峰值及寬度之某些典型窄結構。可基於識別碼數學表示之每一所使用之基函數之空間頻域中之窄頻譜來判定等化係數。

在一實施例中，可基於估量均值藉由空間頻譜內之積分之積分來計算一等化(或放大)率。估量均值係與在計算平均放大係數時每一

空間頻率處之空間頻譜密度之振幅成比例之一影響權值。所擷取且經標準化之EDOF之MTF可具有第一階之一主要局部變動，使得第二階之變動由於跨小波頻譜之窄尺寸之MTF斜率之低變動而常常可忽略。在一實施例中，如圖4C中所描繪(圖4C描繪根據本發明之某些實施例之用於產生藉由增益MTF函數調變之一虹膜碼、依據空間頻率變化之小波基函數之一例示性圖)，可基於一所考慮特殊頻率峰值處之增強MTF值與原始MTF值之間之比率來判定等化率。針對一EDOF系統之MTF性質(例如，用於一EDOF系統之原始及增強MTF之間之比率)可為系統相依的且可為系統之常數。

圖4D描繪根據本發明之某些實施例之與圖4C之經調變小波函數相關聯、依據空間頻率變化之等化係數之一離散表示之一例示性圖。在每一基函數處，可判定與MTF增益函數(MGF)相關之一相乘性等化係數。如上文所描述，MTF性質可為系統相依的。可以任何適當方式(例如，基於用於一系統之一實際判定比率、基於估計參數、基於計算參數、任何其他適當方法或其任何組合)判定針對一系統之係數。

一旦判定等化係數，該等等化係數即可用於匹配程序中。在等化之前，虹膜碼數值係數值 C_{m_x, n_x, m_y, n_y} 之一表格。

在等化之後，虹膜碼數值係 C'_{m_x, n_x, m_y, n_y} ，其中 $C'_{m_x, n_x, m_y, n_y} = A_{m_x, n_x, m_y, n_y} \cdot C_{m_x, n_x, m_y, n_y}$ ，其中 A_{m_x, n_x, m_y, n_y} 係關於虹膜碼之等化或放大係數。

藉由使用離散加伯變換作為一實例而圖解說明針對等化係數之使用之一例示性實施例。然而，將瞭解，只要控制函數之基數且對每一基函數施加一限制空間頻譜頻寬，此方法即可應用於任何虹膜碼產生演算法。在圖8A上圖解說明一加伯小波基函數之一簡化1D表示。在圖8A上表示為了陳述之簡潔性而以一維提取之兩種典型加伯函數

小波情況A及B。A及B可具有不同調變頻率，該等調變頻率係頻域 F_A 及 F_B 中之頻率峰值(例如，如圖8B中所描繪)。如上文所描述，藉由定義之增益函數 $A_{m_x, n_x, m_y, n_y} = Gain(f)$ 判定待應用之等化、增益或放大因數，其中相應地 $f=F_A$ 或 $f=F_B$ 。等化係數與虹膜碼之每一各自係數相乘(基於藉由關於圖4描述且描繪之經設計MTF放大率)，且對應於相關聯虹膜碼函數之頻譜特徵之平均或中心峰值空間頻率(例如，如關於圖4D描繪且描述)。

EDOF虹膜影像處理

圖7描繪根據本發明之某些實施例之表示四個路徑P1至P4之一例示性組織結構圖，該四個路徑P1至P4描繪用於從影像擷取至識別之生物識別識別之例示性序列。在圖7之例示性實施例中，已運用一EDOF光學系統擷取藉由影像感測器30所擷取之原始影像，該EDOF光學系統具有如本文中描述之延伸景深及MTF特性。圖7描繪用於EDOF原始影像之四個替代處理路徑。第一路徑P1對應於圖5B之路徑，且包含相同步驟61至64用於增強EDOF原始影像(步驟61)、標準化增強影像(步驟62)、針對經標準化之增強影像產生一虹膜碼(步驟63)，且基於針對經標準化之增強影像之虹膜碼執行一匹配(步驟64)。路徑P2與路徑P1的不同之處在於，在步驟65處對經標準化之影像執行MTF增強，而非在步驟61處對原始影像執行MTF增強。如下文將更詳細地描述，路徑P3省略MTF增強，但執行剩餘步驟。最後，如下文將更詳細地描述，路徑P4省略MTF增強，但添加一額外等化步驟(步驟66)。

參考路徑P2，在一實施例中，在步驟62處可標準化EDOF原始影像。接著，在P2之步驟65處可於EDOF原始影像之經標準化之後執行MTF增強(例如，如本文中描述之迴旋)，使得MTF增強出現在標準化影像之空間中。對標準化影像執行MTF增強可能需要之處理功率比如

在路徑P1之步驟61處根據需要對完整EDOF原始影像執行此處理所需之處理功率少很多。在一實施例中，對減小之空間應用迴旋方法之程序導致具有小於原始影像源之資料量之10%之一新矩形資料表。路徑P2可應用於虹膜辨識應用中，其中演算法產生提取自虹膜(例如，如本文中所描述)之環形區域之矩形標準化影像。

從一極性表示至一矩形表示之幾何變換可在影像上產生一非均勻拼接，使得關於一角度 θ 之輸出取樣間距隨徑向距離增大。可基於一近似而對標準化影像執行MTF增強，可藉由考量影像之平均間距而判定該近似。路徑P2之所得增強且經標準化之影像可能具有類似於路徑P1之增強且經標準化之影像之性質，但可能需要顯著減少之處理費用。接著，處理可繼續如上文描述之虹膜碼產生(步驟63)及匹配(步驟64)。

參考路徑P3，在一實施例中，可在無MTF增強之情況下處理EDOF原始影像。在一實施例中，由EDOF光學系統之球面像差產生之景深增強可藉由防止延伸景深內之光學MTF之零點及對比反轉而保持起作用。球面像差可減小信號之振幅且影響在低空間頻率與較高空間頻率(例如，如在圖6A及圖6B上所展示)之間之振幅之比率。此比率變動可以空間頻率漸近，而不在空間頻率或頻率之間之傅立葉域中引入任何相移。在無相移之引入的情況下，此可限制來自影像空間之假影之產生，其可在計算漢明距離時直接影響匹配程序(例如，藉由隨機增大漢明距離)。因此，在漢明距離上存在一低分散，其可限制誤差率，甚至在無MTF增強之情況下亦係如此。在一實施例中，可藉由使用用於漢明距離計算之函數而減小誤差率，該等函數對低空間頻率(「LSF」)(例如，圖6B中描繪之頻率)具有一支配權重。然而，分散效應將增大至使用中間空間頻率(「MSF」)及高空間頻率(「HSF」)之程度。關於經標準化之影像空間，在增強與非增強MTF之間之MTF

比率之此規則且連續增加可防止可能在匹配時影響漢明距離之假影之產生。

在一實施例中，用於虹膜資料庫中之登記之成像系統可具有類似光學特性(例如，具有球面像差之一EDOF光學系統)。將一類似系統用於登記(具有或無MTF增強)及擷取可導致一較低誤差率。無論何種系統用於登記，路徑P3皆可維持與現存虹膜資料庫(例如，ISO INCITS 379及ISO 19794-6)之相容性。

參考路徑P4，在一實施例中，可在無MTF增強之情況下、但運用一添加之等化步驟66處理EDOF原始影像。如上文所描述，等化程序可導致來自尚未經歷MTF增強之一影像之一虹膜碼與來自一虹膜登記資料庫之一影像之比較之一改良，從而導致將無等化地存在之漢明距離之一縮減。在步驟62處標準化原始EDOF虹膜影像，在步驟63處針對經標準化之影像產生一虹膜碼，在步驟66處執行等化，且在步驟64處比較虹膜碼。

圖9B描繪根據本發明之某些實施例之用於基於不同虹膜登記及擷取程序比較虹膜碼之例示性漢明距離分佈。圖Eq1可表示藉由匹配相同眼睛產生之漢明距離之統計直方圖，其中運用不具有球面像差之一透鏡產生相同虹膜之所擷取及所儲存影像，其中運用不具有球面像差之一透鏡擷取一個影像且藉由具有受控球面像差之一透鏡及採用一增強MTF技術之一系統擷取另一影像，或其中藉由具有受控球面像差之一透鏡及採用一增強MTF技術之一系統產生兩個影像。圖Eq2可表示藉由運用具有受控球面像差量而無MTF增強之透鏡匹配相同眼睛之漢明距離之統計直方圖。由於MTF藉由添加球面像差而較低，故信雜比可增大同時無資訊丟失。相對較高雜訊之效應稍微擴大漢明距離分散且產生誤差概率之一微小增大。圖Eq3可表示藉由匹配相同眼睛產生之漢明距離之統計直方圖，其中運用不具有球面像差之一透鏡或運

用具有受控球面像差之一透鏡及具有MTF增強之一系統來產生兩個影像之一者，且運用具有受控球面像差且無MTF增強之一透鏡來產生另一影像。由於兩個影像之MTF比率並不隨空間頻率恆定，故此可產生虹膜碼之係數之間之某些微小額外失真且因此擴大漢明距離之分散。

圖Df1、Df2及Df3分別為匹配來自不同主體之不同眼睛與如上文所描述針對Eq1、Eq2及Eq3組態之擷取及登記系統之漢明距離。雖然圖9B中未描繪，但基於針對如上文關於圖6B描述之低空間頻率之MTF特性，統計圖Eq2、Eq3、Df2及Df3可具有在識別演算法主要使用來自低空間頻率之資訊時更接近Eq1及Df1之分散特性。以此方式，影響寫碼係數之相對振幅，同時維持係數之間之強關聯，使得並不顯著影響漢明距離之計算。如圖9B中所描繪，一臨限距離Th可經選擇以導致虹膜碼匹配之一高度精確判定，無論哪個光學系統或處理路徑如上文描述般使用。

前述內容僅圖解說明本發明之原理且可由熟悉此項技術者作出各種修改，而不背離本發明之範疇。出於圖解說明而非限制之目的呈現上述實施例。本發明亦可採取除本文中明確描述之形式外之許多形式。相應地，強調本發明並不限於明確揭示之方法、系統及裝置，而旨在包含其變動及修改，變動及修改係在下列申請專利範圍之精神內。

作為又一實例，可作出裝置或程序參數(例如，尺寸、組態、組件、處理步驟順序等等)之變動以進一步最佳化如本文中展示且描述之所提供之結構、器件及方法。無論如何，本文中描述之結構及器件以及相關聯方法具有許多應用。因此，所揭示標的不應限於本文中描述之任何單一實施例，而應以根據隨附申請專利範圍之廣度及範疇解釋。

【符號說明】

- 10 單一透鏡延伸景深(EDOF)光學系統
- 20 成像光學系統
- 22 單一透鏡元件
- 30 影像感測器；影像擷取器件
- 32 光敏表面
- 41 外部虹膜邊界
- 43 內部瞳孔邊界
- 44 鞏膜及眼瞼區域
- 45 睫毛
- 46 經標準化之影像
- 47 快速傅立葉變換(FFT)影像
- 49 融合影像
- 50 控制器；頻帶
- 52 手持式器件
- 54 影像處理單元；影像處理器
- 61 步驟
- 62 步驟
- 63 步驟
- 64 步驟
- 65 步驟
- 66 步驟
- 90 資料庫單元
- 92 記憶體單元
- 110 記憶體單元；記憶體
- 116 可移除處理器可讀媒體
- 120 埠或驅動器

- 130 顯示器
- 132 資料鍵入器件
- A1 光軸
- AS 孔徑光闌
- D_{OB} 軸向物距
- DOF 景深
- DOF' 焦點深度
- DS 軸向距離
- HSF 高空間頻率
- IM 影像
- IP 影像平面
- IS 影像空間
- LSF 低空間頻率
- MSF 中間空間頻率
- OB 物件
- OP 物件平面
- OS 物件空間
- P1 第一路徑
- P2 路徑
- P3 路徑
- P4 路徑
- S1 物向前透鏡表面
- S30 控制信號
- SRI 經數位化之原始影像信號

申請專利範圍

1. 一種處理處於一成像波長 λ_{IM} 之一虹膜之一延伸景深(EDOF)影像之方法，該方法包括：
 - 擷取該虹膜之一原始影像，其中該原始影像具有一精簡調變轉換函數(MTF)，該函數係基於具 $0.2 \lambda_{IM} \leq SA \leq 2 \lambda_{IM}$ 之一球面像差(SA)量之一光學系統；
 - 標準化該原始影像；
 - 基於該經標準化之原始影像產生一虹膜碼。
2. 如請求項1之方法，其中基於該經標準化之原始影像產生一虹膜碼包括：
 - 執行極座標中之該經標準化之原始影像之一MTF增強以產生一MTF增強影像；及
 - 從該MTF增強影像產生該虹膜碼。
3. 如請求項2之方法，其進一步包括將該MTF增強影像儲存在一虹膜登記資料庫中。
4. 如請求項2之方法，其中執行極座標中之該經標準化之原始影像之該MTF增強以產生MTF增強影像包括：
 - 從該經標準化之原始影像選擇複數個頻帶；
 - 處理該等頻帶之各者以增強該MTF；及
 - 融合該等頻帶以產生該MTF增強影像。
5. 如請求項4之方法，其中處理該等頻帶之各者以增強該MTF包括以一快速傅立葉變換處理每一頻帶。
6. 如請求項4之方法，其中處理該等頻帶之各者以增強該MTF包括以一內核處理每一頻帶。
7. 如請求項1之方法，其中基於該經標準化之原始影像產生一虹膜

碼包括從該經標準化之原始影像直接產生該虹膜碼。

8. 如請求項7之方法，其進一步包括基於該虹膜碼及虹膜碼等化係數產生一等化虹膜碼。
9. 如請求項8之方法，其中該等虹膜碼等化係數具有一基函數，該基函數涵蓋具有根據處於相關空間頻率之一經判定輸出MTF放大之相關係數之空間頻帶範圍。
10. 如請求項1之方法，其進一步包括將該原始影像儲存在一虹膜登記資料庫中。
11. 如請求項1之方法，其進一步包括將該經標準化之原始影像儲存在一虹膜登記資料庫中。
12. 如請求項1之方法，其進一步包括將該虹膜碼儲存在一虹膜登記資料庫中。
13. 如請求項1之方法，其進一步包括將該虹膜碼與一或多個已知虹膜碼進行比較。
14. 如請求項13之方法，其中起初藉由不具有增強景深函數之一光學系統獲得該等已知虹膜碼。
15. 如請求項13之方法，其中起初藉由具有一增強景深函數但無MTF增強之一光學系統獲得該等已知虹膜碼。
16. 如請求項1之方法，其中該光學系統包括一單一透鏡系統。
17. 如請求項16之方法，其中用於該光學系統之一孔徑光闌被定位在最小化彗形像差之一位置處。
18. 如請求項16之方法，其中該單一透鏡包括玻璃或塑膠。
19. 如請求項16之方法，其中該單一透鏡包括一旋轉對稱光學組件。
20. 如請求項16之系統，其中該單一透鏡包括一球面折射表面。
21. 一種用於處理處於一成像波長 λ_{IM} 之一虹膜之一延伸景深(EDOF)

影像之系統，該系統包括：

一光學系統，其具有 $0.2 \lambda_{IM} \leq SA \leq 2 \lambda_{IM}$ 之一球面像差(SA)量，該光學系統經組態以在一影像感測器上形成已基於該球面像差精簡一調變轉換函數(MTF)之一原始影像；

一控制器，其電連接至該影像感測器，其中該控制器經組態以擷取該虹膜之一原始影像、標準化該原始影像，並基於該經標準化之原始影像產生一虹膜碼。

22. 如請求項21之系統，其中該控制器經組態以執行極座標中之該經標準化之原始影像之一MTF增強以產生一MTF增強影像，並從該MTF增強影像產生該虹膜碼。
23. 如請求項22之系統，其進一步包括一虹膜登記資料庫，其中該控制器經組態以將該MTF增強影像傳輸至該虹膜登記資料庫。
24. 如請求項22之系統，其中該控制器經組態以從該經標準化之原始影像選擇複數個頻帶、處理該等頻帶之各者以增強該MTF，且融合該等頻帶以產生該MTF增強影像。
25. 如請求項24之系統，其中該控制器經組態以利用一快速傅立葉變換來處理該等頻帶之各者以增強該MTF。
26. 如請求項24之系統，其中該控制器經組態以利用一內核來處理該等頻帶之各者以增強該MTF。
27. 如請求項21之系統，其中該控制器經組態以從該經標準化之原始影像直接產生該虹膜碼。
28. 如請求項27之系統，其中該控制器進一步經組態以基於該虹膜碼及虹膜碼等化係數產生一等化虹膜碼。
29. 如請求項28之系統，其中該等虹膜碼等化係數具有一基函數，該基函數涵蓋具有根據處於相關空間頻率之一經判定輸出MTF放大之相關係數之空間頻帶範圍。

30. 如請求項21之系統，其進一步包括一虹膜登記資料庫，其中該控制器經組態以將該原始影像傳輸至該虹膜登記資料庫。
31. 如請求項21之系統，其進一步包括一虹膜登記資料庫，其中該控制器經組態以將該經標準化之原始影像傳輸至該虹膜登記資料庫。
32. 如請求項21之系統，其進一步包括一虹膜登記資料庫，其中該控制器經組態以將該虹膜碼傳輸至該虹膜登記資料庫。
33. 如請求項21之系統，其中該控制器進一步經組態以將該虹膜碼與一或多個已知虹膜碼進行比較。
34. 如請求項33之系統，其中起初藉由不具有增強景深函數之一光學系統獲得該等已知虹膜碼。
35. 如請求項33之系統，其中起初藉由具有一增強景深函數但無MTF增強之一光學系統獲得該等已知虹膜碼。
36. 如請求項31之系統，其中該光學系統包括一單一透鏡系統。
37. 如請求項36之系統，其中用於該光學系統之一孔徑光闌被定位在最小化彗形像差之一位置處。
38. 如請求項36之系統，其中該單一透鏡包括玻璃或塑膠。
39. 如請求項36之系統，其中該單一透鏡包括一旋轉對稱光學組件。
40. 如請求項36之系統，其中該單一透鏡包括一球面折射表面。

圖式

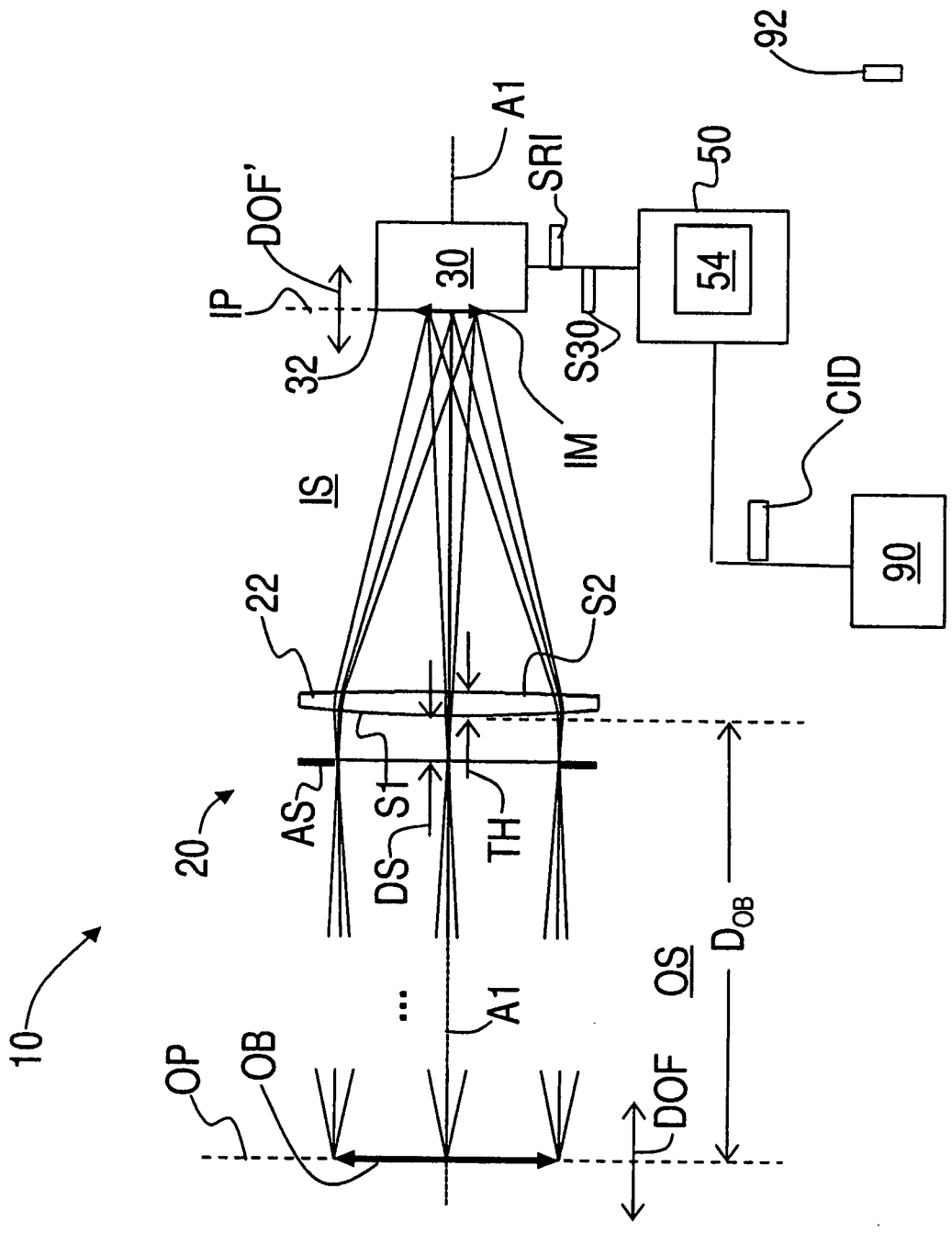


圖 1

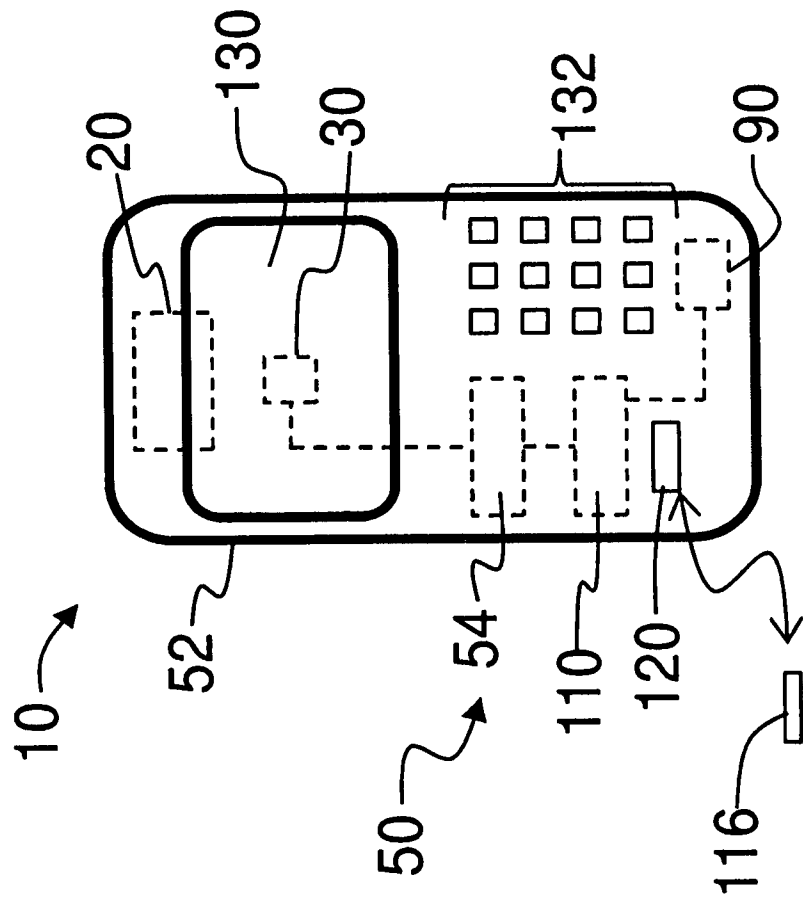


圖2

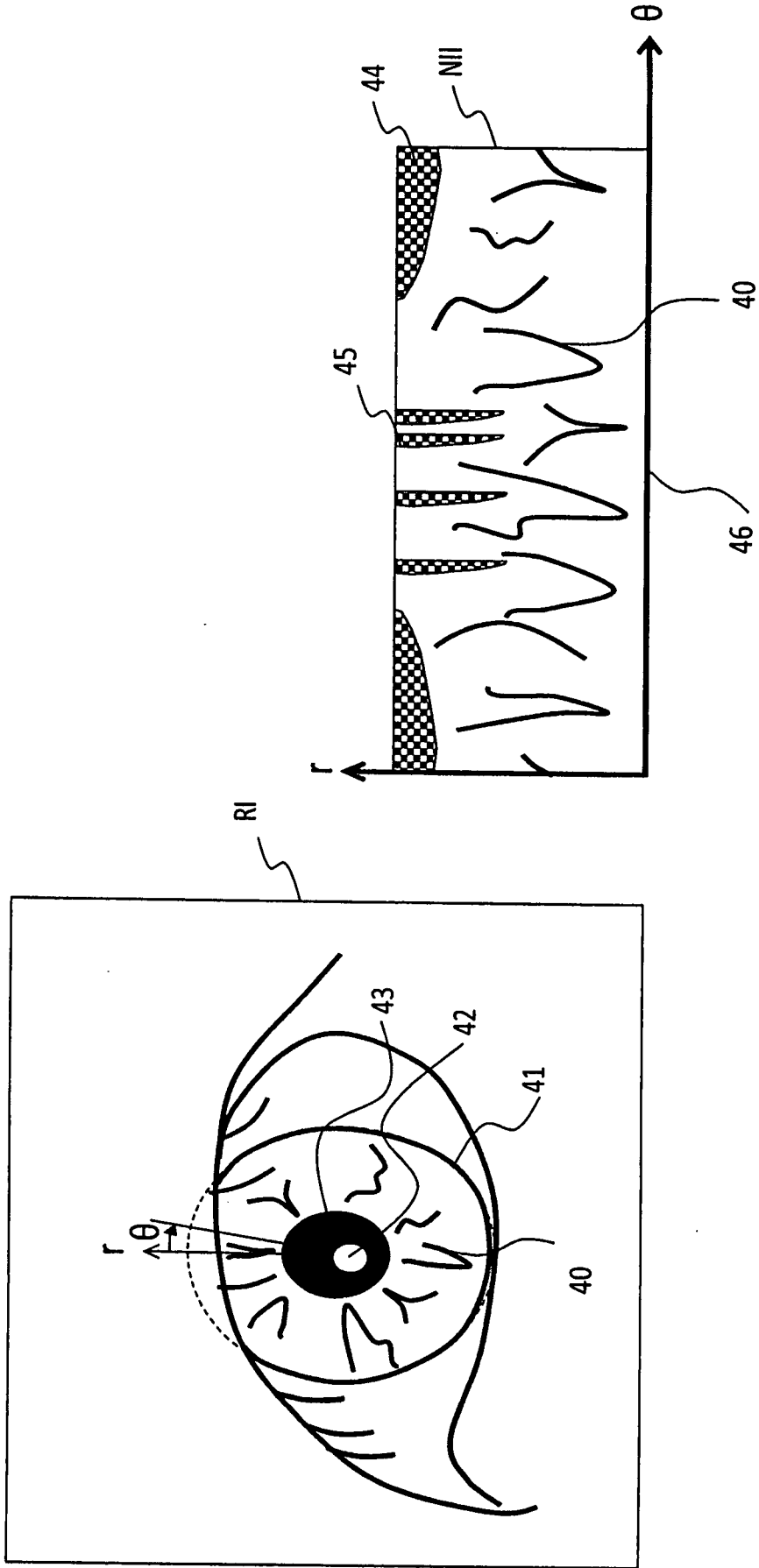


圖 3

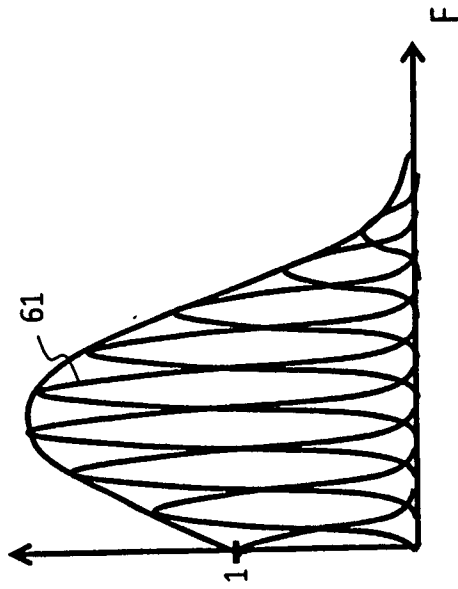


圖 4C

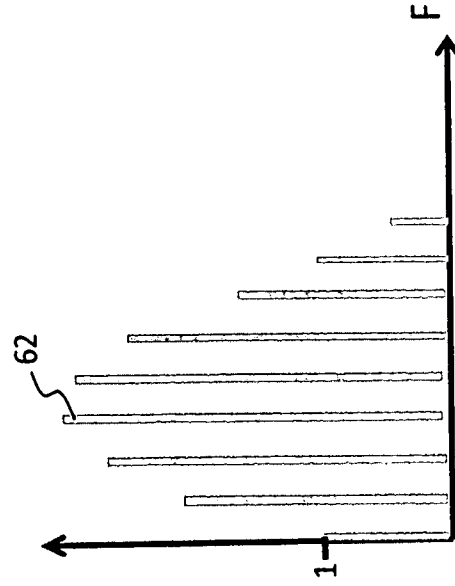


圖 4D

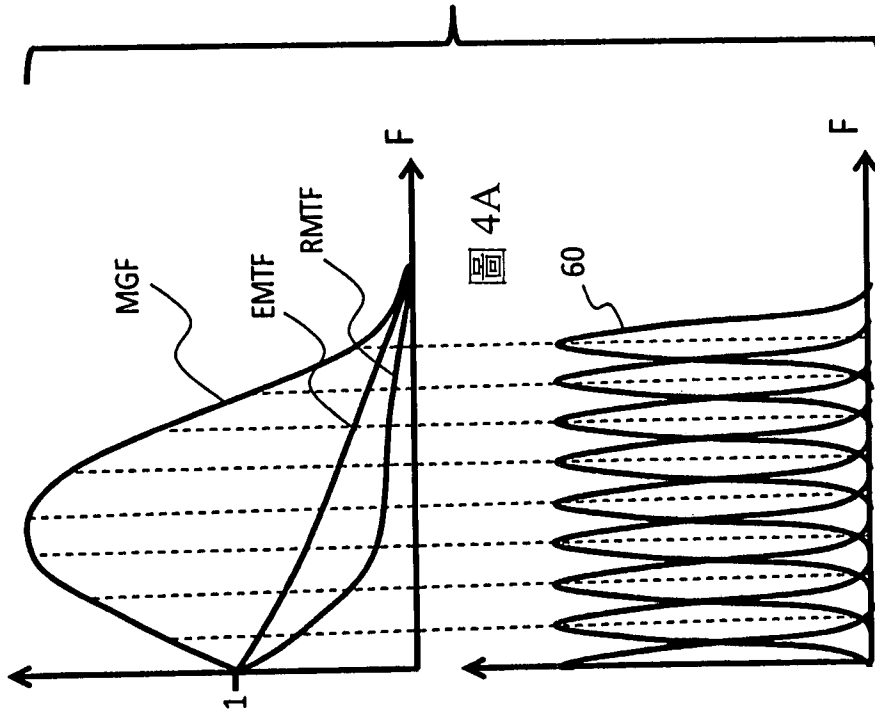


圖 4A

圖 4B

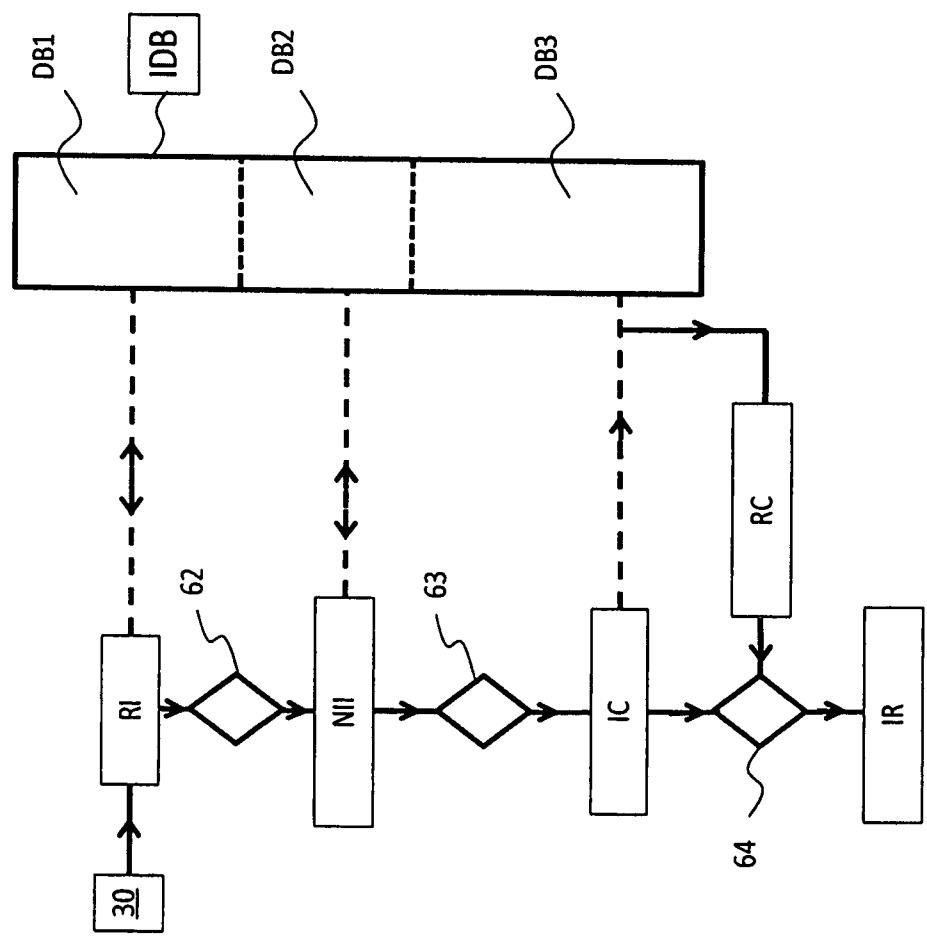


圖 5A

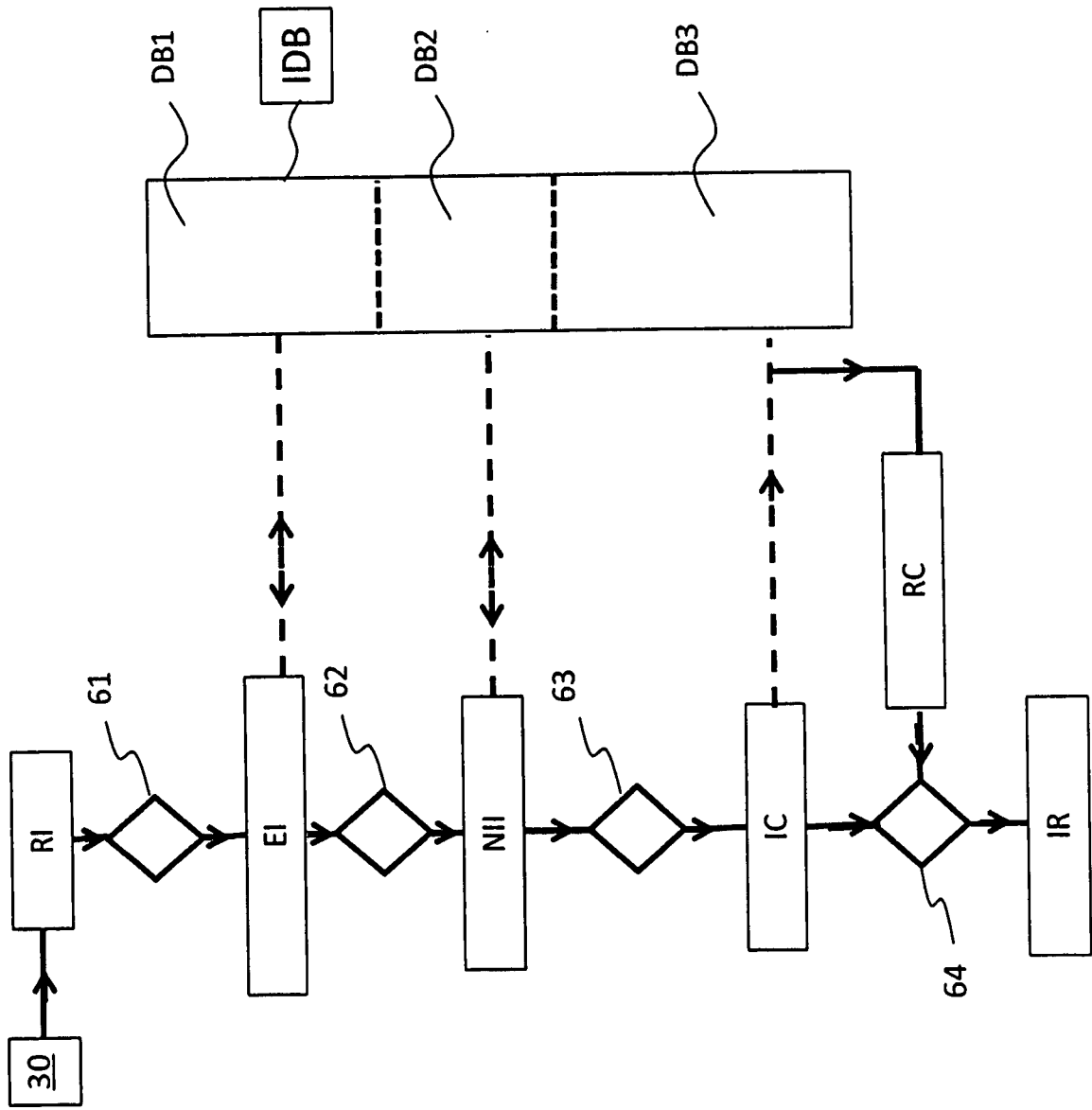


圖 5B

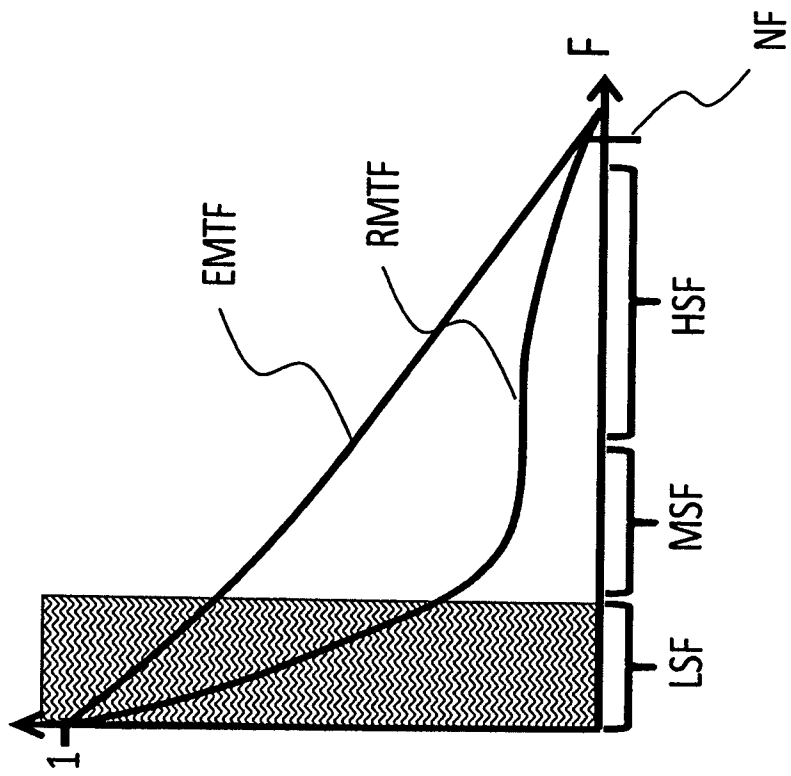


圖 6A

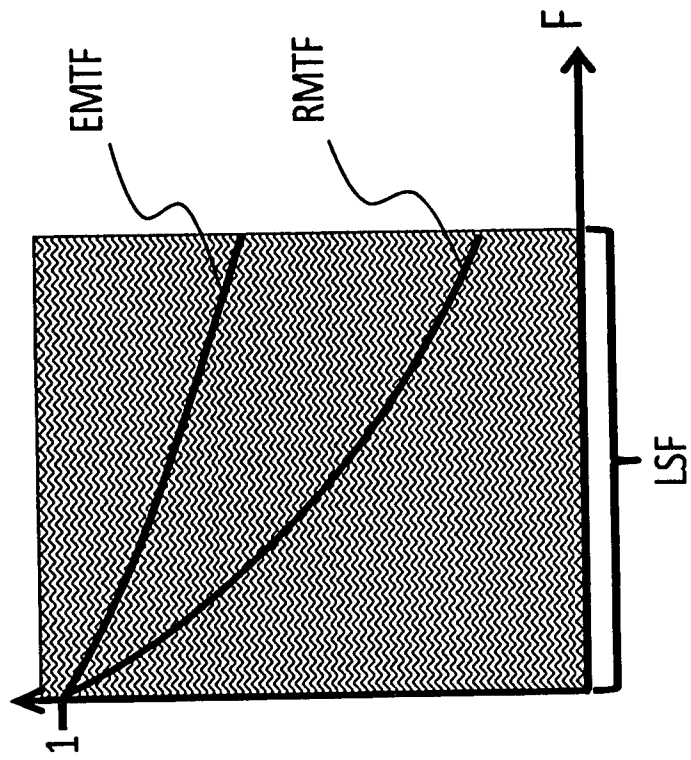


圖 6B

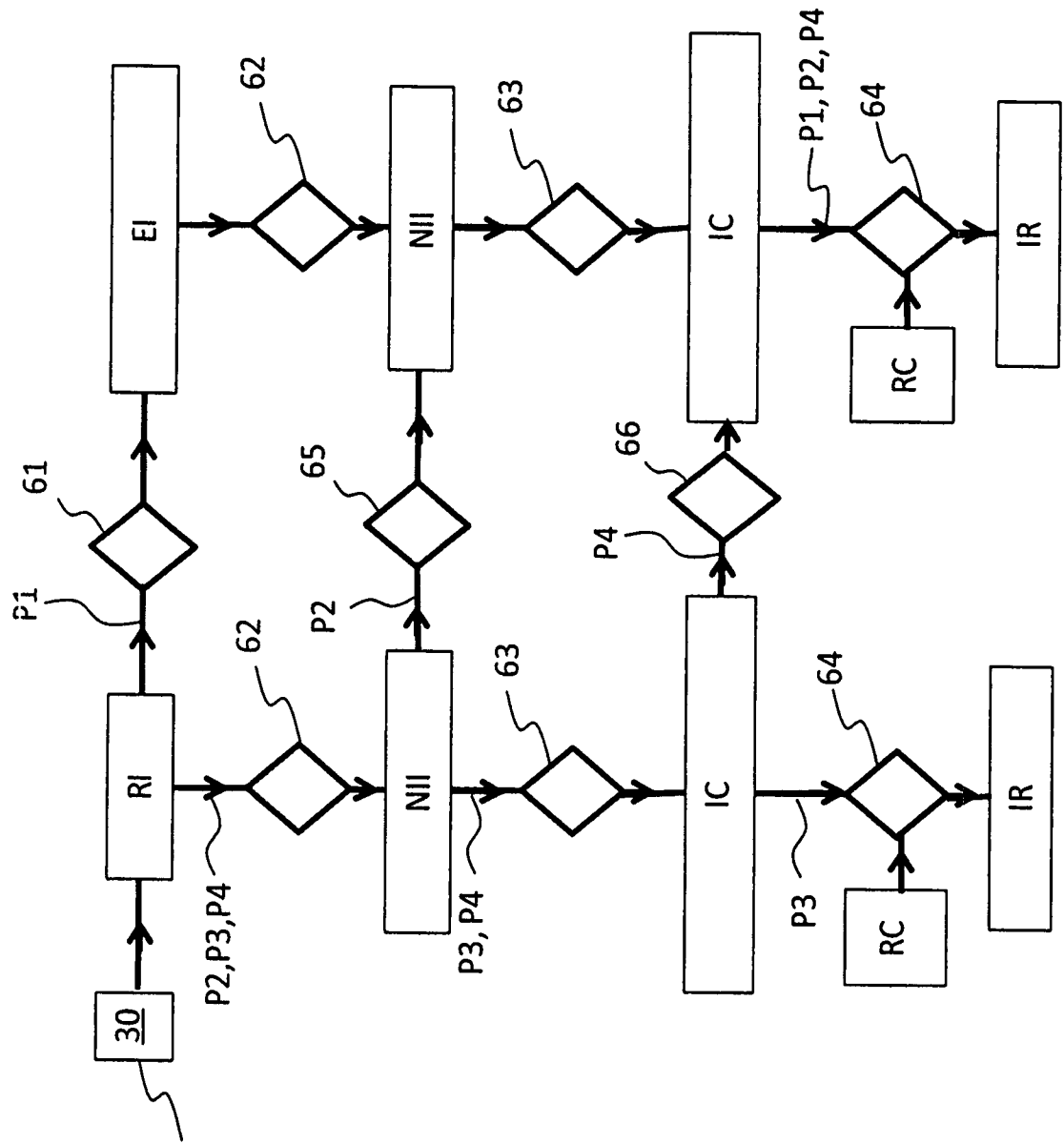
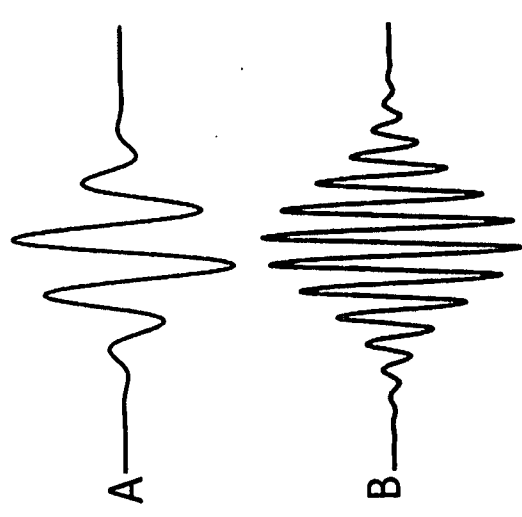
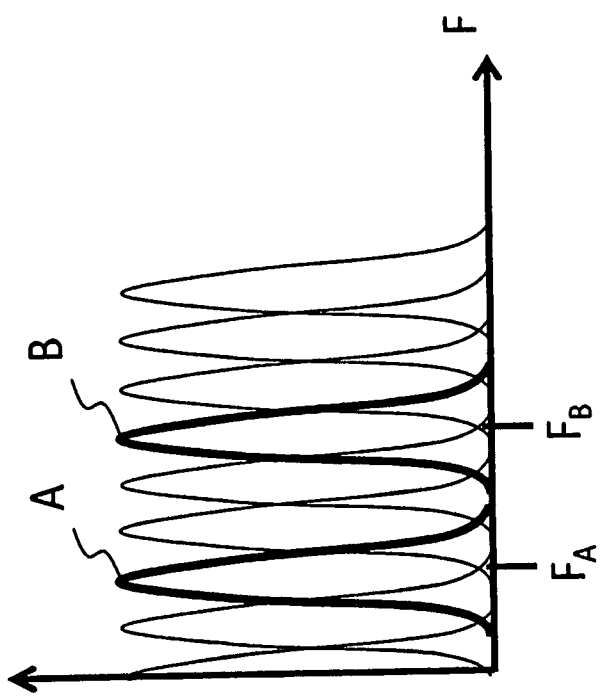


圖 7



經標準化之虹膜空間中之初等函數

圖 8A



初等函數之空間頻譜分佈

圖 8B

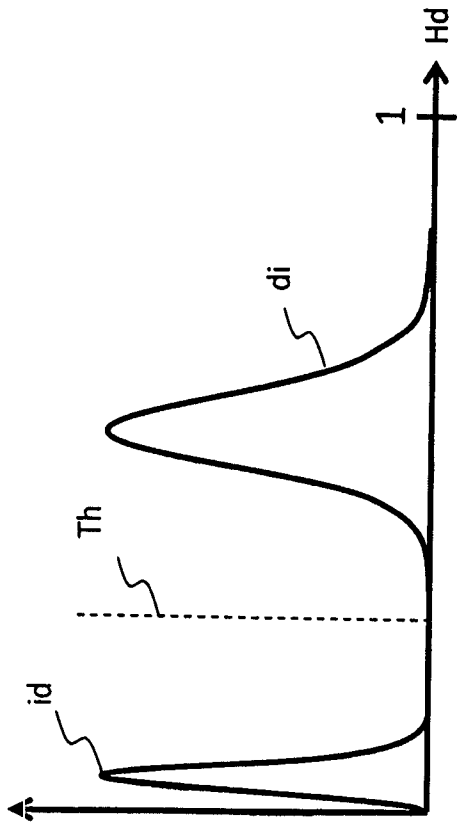


圖 9A

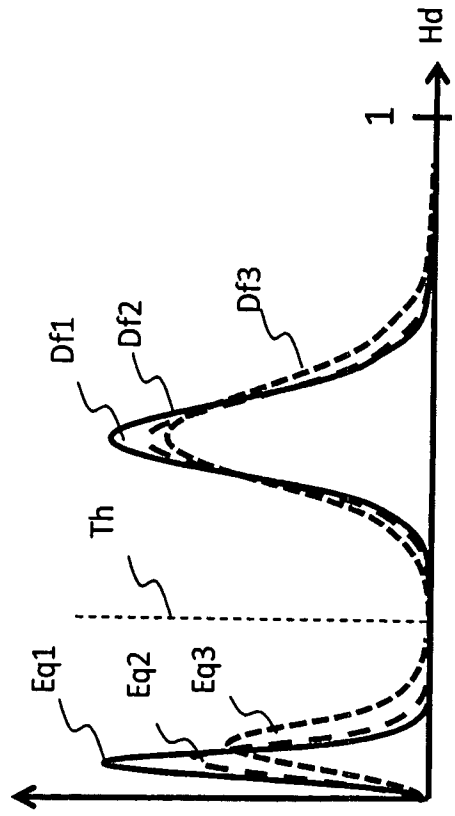
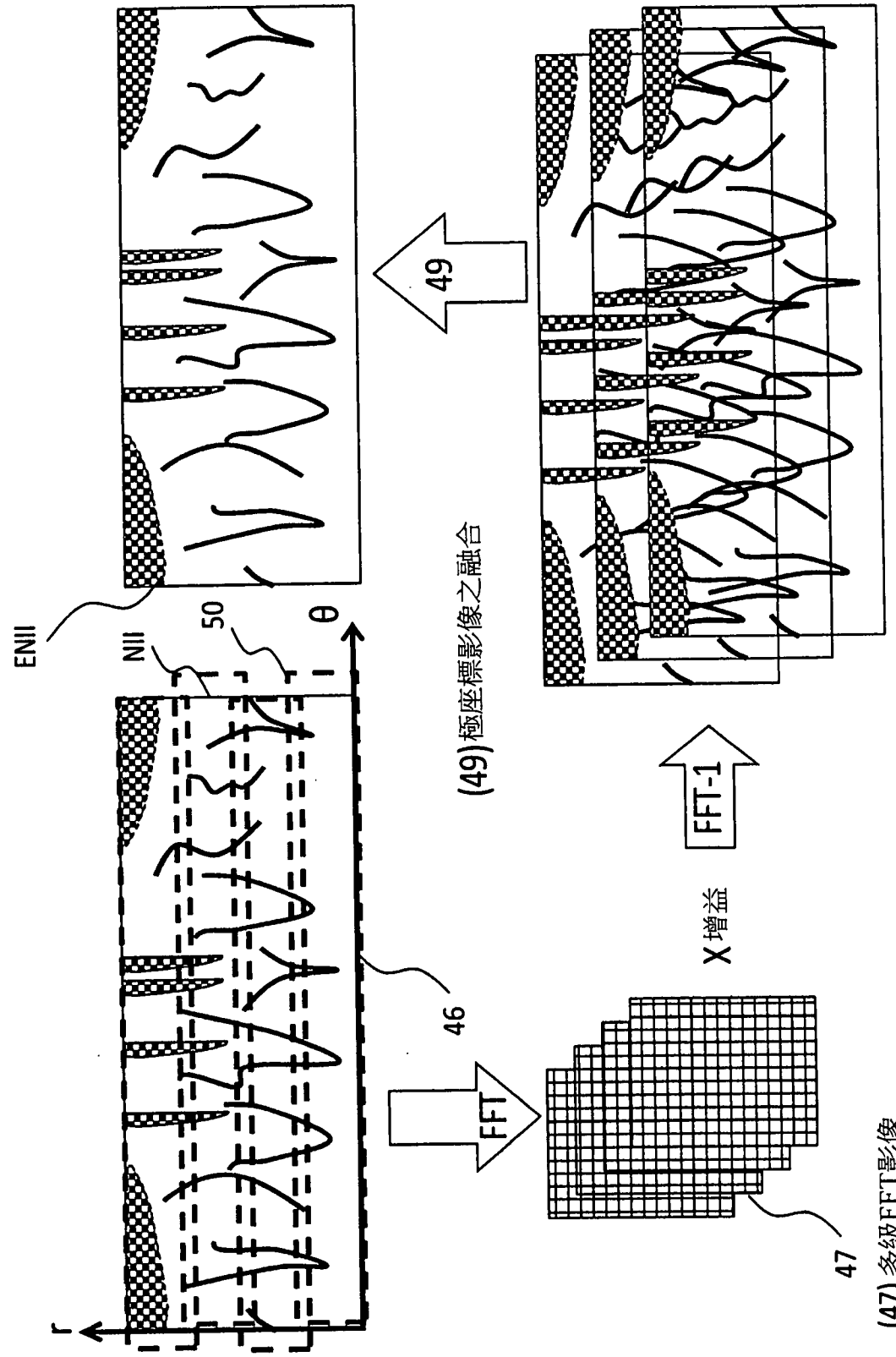


圖 9B



(49) 極座標影像之融合

(47) 多級FFT影像

圖 10