POLITECNICO DI TORINO
Repository ISTITUZIONALE

Device and method for detecting and monitoring cutaneous diseases

Original
Device and method for detecting and monitoring cutaneous diseases / Secco, J., Farina, M.. - (2018).

Availability:
This version is available at: 11583/3004352 since: 2025-10-22T08:57:44Z

Publisher:

Published
DOI:

Terms of use:

This article is made available under terms and conditions as specified in the corresponding bibliographic description in the repository

Publisher copyright

(Article begins on next page)

12 October 2026

MINISTERO DELLO SVILUPPO ECONOMICO
DIREZIONE GENERALE PER LA LOTTA ALLA CONTRAFFAZIONE
UFFICIO ITALIANO BREVETTI E MARCHI

DOMANDA DI INVENZIONE NUMERO	**102018000010536**
Data Deposito	**23/11/2018**
Data Pubblicazione	**23/05/2020**

Classifiche IPC

Sezione	Classe	Sottoclasse	Gruppo	Sottogruppo
G	16	H	50	20

Sezione	Classe	Sottoclasse	Gruppo	Sottogruppo
G	16	H	30	40

Titolo

Dispositivo e metodo per la rilevazione ed il monitoraggio di patologie cutanee

PLT041

Descrizione dell'invenzione industriale dal titolo: **"DISPOSITIVO E METODO PER LA RILEVAZIONE ED IL MONITORAGGIO DI PATOLOGIE CUTANEE"**

a nome di POLITECNICO DI TORINO, di nazionalità italiana, con sede in Corso Duca degli Abruzzi 24, 10129 Torino, ed elettivamente domiciliato, ai fini del presente incarico, presso i Mandatari Mirco BIANCO (No. Iscr. Albo 1639B), Filippo FERRONI (No. Iscr. Albo 530BM), Marco CAMOLESE (No. Iscr. Albo 882BM), Gian Antonio PANCOT (No. Iscr. Albo 372BM), Giancarlo REPOSIO (No. Iscr. Albo 1168BM), Corrado BORSANO (No. Iscr. Albo 446 BM) e Matteo BARONI (No. Iscr. Albo 1064 BM) c/o Metroconsult Genova S.r.l., Via Palestro 5/2, 16122 GENOVA (GE).

Inventori designati:

- SECCO Jacopo, Via Maria Vittoria 23, 10123, Torino (TO), nazionalità italiana;
- FARINA Marco, Corso Moncalieri 171/8, 10133, Torino (TO), nazionalità italiana.

DESCRIZIONE

La presente invenzione si riferisce ad un dispositivo e ad un metodo per la rilevazione di patologie cutanee, come ad esempio un'ulcera, un eritema o altro; in particolare, la presente invenzione consente di rilevare la patologia cutanea e di valutarne lo stato, ad esempio lo stato di infiammazione e/o lo stato di infezione batterica o virale.

Come è noto, la cute è la prima barriera che il corpo umano utilizza per proteggersi dall'ambiente esterno.

Le persone che devono trascorrere tanto tempo nella stessa posizione (come ad esempio handicappati oppure anziani con difficoltà di deambulazione che sono spesso bloccati a letto oppure su di una carrozzella) oppure in zone remote del pianeta (come ad esempio militari, persone che vivono in tribù, volontari di associazioni umanitarie o altro) soffrono spesso di patologie cutanee (come ad esempio piaghe da decubito, eritemi dovuti ad allergie o micosi, ferite provocate da punture d'insetto o da morsi di animali, o altro) che possono esse dovute ad una perdita di elasticità della pelle (ad esempio a causa di un eccessiva stasi o malnutrizione) oppure al vivere in un certo ambiente che comporta inevitabilmente il contatto con animali, spore di funghi, o piante il cui contatto produce una reazione cutanea che può degenerare in una patologia cutanea che necessita di adeguate cure medico-dermatologiche.

L'accesso a questo tipo di cure risulta, però, essere difficile per queste persone; infatti, senza un'attenta diagnosi da parte di un dermatologo, una cura per la pelle rischia di non risolvere la causa del problema ma solo di attenuarne gli effetti (come ad esempio quando viene utilizzata una semplice crema al cortisone per ridurre gli effetti di un'orticaria acuta dovuta ad una reazione allergica, senza però conoscere l'allergene) oppure di

provocare danni alla pelle del paziente (come ad esempio quando si utilizza una crema al cortisone per curare una micosi).

Da qui risulta evidente che queste persone, senza una diagnosi di elevata qualità effettuata da un medico specializzato in dermatologia, sono destinate ad avere problemi cronici alla pelle; tali problemi potrebbero degenerare in patologie molto gravi, come ad esempio portare alla formazione di ulcere profonde che potrebbero rendere necessaria l'amputazione di un arto per salvare la vita del paziente.

La presente invenzione si propone di risolvere questi ed altri problemi mettendo a disposizione un dispositivo per la rilevazione di patologie cutanee.

Inoltre, la presente invenzione si propone di risolvere questi ed altri problemi mettendo anche a disposizione un metodo per la rilevazione di patologie cutanee.

L'idea alla base della presente invenzione è di acquisire, mediante mezzi di acquisizione immagini, immagini mediche (ossia immagini acquisite utilizzando una procedura specifica) di almeno una porzione di cute sulla quale si sta manifestando una patologia cutanea, e di rilevare, mediante mezzi sensori, condizioni fisiche (come ad esempio la temperatura della pelle o altro) di detta porzione di cute e/o condizioni ambientali (come ad esempio la temperatura e/o l'umidità dell'aria dell'ambiente) in cui si trova detta porzione di cute, così da generare dati di patologia che rappresentano dette condizioni fisiche e/o dette condizioni ambientali.

In questo modo, il dermatologo può utilizzare sia immagini mediche che dati di patologia, permettendogli così di produrre una diagnosi più accurata rispetto al solo esame delle immagini mediche, ossia consentendogli di compiere

anche una stima dell'avanzamento della patologia cutanea. Infatti, conoscendo le condizioni fisiche e/o le condizioni ambientali in cui si trova la porzione di pelle, è possibile per il dermatologo individuare con maggior precisione la patologia (o più di una) e valutare con maggior precisione lo stato di avanzamento di detta patologia senza trovarsi di fronte il paziente.

Si evidenzia che una patologia cutanea che provoca un eritema della pelle può manifestarsi in maniera differente in base alla temperatura e/o all'umidità dell'ambiente in cui si trova il paziente oppure al tipo di carnagione del paziente, o altro. Pertanto, l'utilizzo di dati di patologia aggiuntivi rispetto alla sola immagine medica consentono al dermatologo di capire meglio il contesto clinico in cui si trova il paziente e di capire quale sia la terapia più adeguata. Ad esempio in un clima tropicale saranno preferite terapie che prevedono l'impiego di creme contenenti sostanze antibiotiche, così da ridurre la proliferazione di batteri che è favorita da valori di temperatura ed umidità elevati.

Ulteriori caratteristiche vantaggiose della presente invenzione sono oggetto delle allegate rivendicazioni.

Queste caratteristiche ed ulteriori vantaggi della presente invenzione risulteranno maggiormente chiari dalla descrizione di una sua forma di attuazione mostrata nei disegni annessi, forniti a puro titolo esemplificativo e non limitativo, in cui:

- fig. 1 illustra uno schema a blocchi di un apparato per la rilevazione di patologie cutanee secondo l'invenzione;
- fig. 2 illustra un diagramma di flusso di un metodo per la rilevazione di patologie cutanee secondo l'invenzione;
- figure 3, 4 e 5 illustrano rappresentazioni grafiche parziali di reti neurali la cui implementazione è compresa in almeno una forma esecutiva dell'invenzione.

Il riferimento ad "una forma di attuazione" all'interno di questa descrizione sta ad indicare che una particolare configurazione, struttura o caratteristica è compresa in almeno una forma di attuazione dell'invenzione. Quindi, i termini "in una forma di attuazione" e simili, presenti in diverse parti all'interno di questa descrizione, non sono necessariamente tutti riferiti alla stessa forma di attuazione. Inoltre, le particolari configurazioni, strutture o caratteristiche possono essere combinate in ogni modo adeguato in una o più forme di attuazione. I riferimenti utilizzati nel seguito sono soltanto per comodità e non limitano l'ambito di tutela o la portata delle forme di attuazione.

Con riferimento a fig. 1, verrà ora descritta una forma realizzativa di un dispositivo 1 per il monitoraggio di patologie cutanee secondo l'invenzione; tale dispositivo comprende le seguenti parti:

- mezzi di acquisizione immagini 11 (come ad esempio un sensore di acquisizione immagini di tipo CMOS avente preferibilmente una curva focale nota e/o una funzione di autofocus e/o una funzione di regolazione automatica del diaframma e/o una funzione di regolazione automatica dell'esposizione) atti ad acquisire immagini mediche di almeno una porzione di cute sulla quale si sta manifestando una patologia cutanea. Tali mezzi di acquisizione possono essere corredati preferibilmente di lenti ottiche che permettano di scattare immagini macro e/o permettere un filtraggio selettivo delle lunghezze d'onda secondo le modalità descritte successivamente. Tali lenti possono essere accoppiate in maniera fissa o mobile rispetto all'ottica ed i sensori dei mezzi di acquisizione 11;
- mezzi sensori 12 atti a rilevare condizioni fisiche della

porzione di cute (come ad esempio una termo-camera, un naso elettronico, un rilevatore di umidità o altro) e/o condizioni ambientali in cui si trova detta porzione di cute (come ad esempio un termometro e/o un igrometro atti a misurare la temperatura e/o l'umidità dell'aria), e a generare dati di patologia che rappresentano dette condizioni fisiche e/o dette condizioni ambientali;

- mezzi di memoria 13 (come ad esempio una memoria RAM, SSD, HDD o altro) per memorizzare dati in forma digitale, come ad esempio i dati di patologia e/o un insieme di istruzioni che implementano un metodo per il monitoraggio di patologie cutanee secondo l'invenzione;
- mezzi di elaborazione 14 (come ad esempio una CPU, una GPU, un microcontrollore, una FPGA o altro) in comunicazione con i mezzi di acquisizione di immagini 11, i mezzi sensori 12 ed i mezzi di memoria 13;
- un bus di comunicazione 18 che permette lo scambio di dati, via cavo (tramite ad esempio USB) e/o via etere (ad esempio Wi-Fi o Bluetooth) tra i mezzi di elaborazione 14, i mezzi di memoria 13, i mezzi sensori 12 e i mezzi di acquisizione immagini 11.

In alternativa al bus di comunicazione 18, è possibile collegare con un'architettura a stella i mezzi di elaborazione 14, i mezzi di memoria 13, i mezzi sensori 12 ed i mezzi di acquisizione immagini 11.

Nella forma realizzativa più generale, i mezzi di elaborazione 14 (e quindi anche l'intero dispositivo 1) sono configurati per eseguire i seguenti passi:

- leggere i dati di patologia rilevati dai mezzi sensori 12 e le immagini mediche acquisite dai mezzi di acquisizione di immagini 11;
- memorizzare detti dati di patologia e dette immagini mediche in detti mezzi di memoria 13.

In questo modo, il dermatologo od il medico curante può utilizzare sia immagini mediche che dati di patologia, permettendogli così di produrre una diagnosi più accurata rispetto al solo esame delle immagini mediche.

Più nel dettaglio, il dispositivo 1 è preferibilmente realizzabile in due forme esecutive preferite distinte per la raccolta dei dati di patologia necessari al dermatologo per compiere una diagnosi.

Entrambe le forme realizzative del dispositivo 1 eseguono il metodo per la rilevazione di patologie cutanee secondo l'invenzione.

Con riferimento anche alla figura 2, il metodo secondo l'invenzione comprende le seguenti fasi:

- una fase di acquisizione immagini P1, in cui si acquisiscono, mediante i mezzi di acquisizione immagini 11, immagini mediche di almeno una porzione di cute sulla quale si sta manifestando una patologia cutanea;
- una fase di acquisizione dati fisico-ambientali P2, in cui si rilevano, mediante i mezzi sensori 12, le condizioni fisiche (come ad esempio i dati fisiologici) di detta porzione di cute e/o condizioni ambientali in cui si trova detta porzione di cute, e si generano dati di patologia che rappresentano dette condizioni fisiche e/o dette condizioni ambientali;
- una fase di memorizzazione P3, in cui si leggono, mediante i mezzi di elaborazione, i dati di patologia rilevati dai mezzi sensori 12 e le immagini mediche acquisite dai mezzi di acquisizione di immagini 11, e si memorizzano detti dati di patologia e dette immagini mediche in mezzi di memoria 13.

In questo modo, il medico può utilizzare sia immagini mediche che dati di patologia, permettendogli così di produrre una diagnosi più accurata rispetto al solo esame

delle immagini mediche.

La prima configurazione del dispositivo 12, detta anche stand alone, comprende preferibilmente una scheda elettronica stampata comprendete una corona, di raggio preferibilmente compreso tra i 2 ed i 5 cm, comprendente almeno tre luci LED bianche poste preferibilmente equi-distanziate sul perimetro della stessa corona, e dove al centro di detta corona sono posizionati detti mezzi di acquisizione immagini 11. In questa forma di realizzazione, i mezzi sensori comprendono preferibilmente almeno una delle seguenti configurazioni di elementi per la misurazione della distanza ed il profilo tridimensionale della lesione posizionati secondo i criteri sotto descritti e comunque tali ed in numero per cui siano in grado sia di rilevare la distanza del dispositivo dalla ferita sia dalla periferita (ossia la zona di pelle attorno alla ferita):

a) uno o più sensori di distanza di tipo ottico (ad esempio ad infrarosso o a luce laser) e/o acustico (ad esempio di tipo ultrasuoni, noti anche con il termine di sensore ultrasonico PING), che possono essere posizionati secondo una geometria regolare e simmetrica rispetto ai mezzi di acquisizione immagini 11; tali sensori devono essere comunque posizionati preferibilmente entro e non oltre una distanza di 5 cm da detti mezzi di acquisizione immagini 11;
b) almeno un sensore a microspecchi di tipo DLP posto in prossimità dei mezzi di acquisizione immagini 11. Questo sensore rende possibile rilevare la differenza di luminosità dei pixel per effetto fading e sulla base di tale differenza è possibile calcolare con i mezzi di elaborazione la distanza tra i mezzi di acquisizione immagini 11 e la porzione di pelle affetta da patologia;
c) almeno un emettitore di luce strutturata e relativo

sensore posti in prossimità dei mezzi di acquisizione immagini 11, così che i mezzi di elaborazione possano stimare la profondità di una patologia cutanea sulla base di un'immagine (acquisita dai mezzi di acquisizione immagini 11) di una porzione di pelle illuminata con detta luce strutturata;

d) secondi mezzi di acquisizione immagini (come ad esempio un sensore CMOS comprendente un'ottica variabile) con funzione di messa a fuoco automatica (autofocus), dove detti secondi mezzi di acquisizione immagini sono posizionati in prossimità dei primi 11, così che i mezzi di elaborazione possano essere configurati per stimare la distanza sulla base della distanza focale dei secondi mezzi di acquisizione immagini, senza variare la distanza focale dei mezzi di acquisizione immagini 11.

In altre parole, i mezzi sensori 12 comprendono uno o più sensori di distanza capaci misurare una distanza tra detta porzione di cute e detto dispositivo. In questo modo, si rende possibile al dermatologo valutare meglio le dimensioni della patologia dermatologica illustrata nelle immagini mediche, consentendo così al dermatologo di produrre una diagnosi di maggior qualità rispetto alla sola valutazione delle immagini mediche.

Il dispositivo 1 comprende preferibilmente anche una batteria interna o estraibile in grado di alimentare i componenti sopra descritti; inoltre, tale dispositivo 1 può anche essere alimentato da una fonte di alimentazione esterna mediante un cavo e/o una bobina in grado di generare una corrente sufficiente ad alimentare il dispositivo 1 quando attraversato da un campo magnetico variabile sufficientemente elevato (metodo di alimentazione ad induzione elettromagnetica).

In aggiunta a quanto sopra descritto, il dispositivo 1 può

comprendere mezzi di interfaccia (come ad esempio un'interfaccia USB, Bluetooth, IEEE 1394 o altro) in comunicazione con i mezzi di memoria 13. Questo permette ad un elaboratore elettronico esterno (ad esempio un Personal Computer di refertazione che può essere utilizzato da un dermatologo) di accedere alle immagini ed ai dati di patologia, così da permettere al dermatologo di visualizzare le immagini in maniera adeguata (preferibilmente su un monitor da refertazione in grado di riprodurre i colori in maniera adeguata per l'uso medico) e di analizzare i dati di patologia utilizzando opportuni pacchetti applicativi.

In particolare, i mezzi di interfaccia possono comprendere un'interfaccia video (ad esempio di tipo VGA, DVI, HMDI o altro) a cui può essere collegato uno schermo (preferibilmente a matrice attiva) che può essere compreso nel dispositivo 1 oppure esterno a detto dispositivo 1, così da permettere al dermatologo la visualizzazione delle immagini mediche e dei dati di patologia anche in assenza di una postazione di refertazione dedicata.

In alternativa o in combinazione a quanto appena descritto, il dispositivo 1 può comprendere mezzi di comunicazione, come ad esempio un'interfaccia di tipo IEEE 802.11 (WiFi), IEEE 802.16 (WiMAX), IEEE 802.15 (Bluetooth) o altro. Inoltre, i mezzi di elaborazione 14 possono essere configurati per trasmettere, mediante detti mezzi di comunicazione, le immagini mediche ed i dati di patologia acquisiti. In questo modo, non c'è bisogno che al dermatologo sia recapitato il dispositivo 1 oppure i mezzi di memoria 13 di detto dispositivo 1, ma il dermatologo può fare una diagnosi indipendentemente dalla sua posizione. Ad esempio, il dermatologo potrebbe trovarsi a migliaia di chilometri di distanza dal luogo in cui un operatore abilitato (come ad esempio un infermiere o un medico generico) o il paziente

stesso impiega il dispositivo 1 per acquisire le immagini e i dati di patologia. In questo modo, il dermatologo può anche compiere la diagnosi in maniera interattiva (ad esempio in videoconferenza) suggerendo all'operatore abilitato o al paziente stesso di utilizzare il dispositivo 1 in un certo modo.

In aggiunta a quanto appena descritto, i mezzi di elaborazione 14 del dispositivo 1 possono anche essere configurati per compiere, mediante detti mezzi di acquisizione immagini 11 e/o detti mezzi sensori 12, l'acquisizione delle immagini e/o dei dati di patologia sulla base di dati di acquisizione che sono memorizzati nei mezzi di memoria 13 e che specificano come le immagini e/o i dati di patologia devono essere acquisiti dal dispositivo 1. Ad esempio, i dati di acquisizione possono specificare il tempo di esposizione e/o l'apertura del diaframma che i mezzi di acquisizione immagini 11 devono utilizzare oppure se utilizzare una funzione di autofocus e/o di adattamento dell'esposizione che regola il tempo di apertura del diaframma automaticamente, la lunghezza d'onda della luce da utilizzare per illuminare la patologia cutanea mediante i mezzi sensori 12 o altro.

In altre parole, i mezzi di memoria 13 possono contenere almeno i dati di acquisizione che specificano come (nel corso della fase di acquisizione immagini P1 e/o della fase di acquisizione dati fisico-ambientali P2) le immagini devono essere acquisite da detti mezzi di acquisizione immagini 11 e/o le condizioni fisiche e/o ambientali devono essere rilevate da detti mezzi sensori 12, e dove i mezzi di acquisizione immagini 11 sono configurati, preferibilmente mediante i mezzi di elaborazione 14, per acquisire le immagini mediche sulla base di detti dati di acquisizione e/o i mezzi sensori 12 sono configurati, preferibilmente

mediante i mezzi di elaborazione 14, per rilevare le condizioni fisiche di detta porzione di cute e/o le condizioni ambientali in cui si trova detta porzione di cute sulla base di detti dati di acquisizione.

Inoltre, i dati di acquisizione possono essere preferibilmente generati dal dermatologo in remoto mediante un'apposita applicazione e ricevuti dal dispositivo 1 mediante i mezzi di comunicazione.

In questo modo, si riduce il rischio di errore da parte del dermatologo dovuto al non corretto utilizzo del dispositivo 1, permettendo così al dermatologo di produrre una diagnosi più accurata, poiché si riduce il rischio di errore dovuto ad un'errata acquisizione delle immagini; infatti, se il dermatologo non riesce a farsi capire dal paziente o dall'operatore a causa di distanze linguistiche (ad esempio perché l'utilizzatore del dispositivo 1 non parla la stessa lingua del dermatologo) e/o distanze culturali (ad esempio perché l'utilizzatore del dispositivo 1 non è in grado di capire cosa dice il dermatologo e/o non è in grado di configurare il dispositivo 1), la trasmissione dei dati di acquisizione adeguati permette di configurare il dispositivo 1 affinché esso possa operare al meglio.

In alternativa o in combinazione a quanto descritto fino ad adesso, i mezzi sensori possono comprendere almeno uno sensore in grado di rilevare parametri fisiologici del paziente; tali sensori possono essere connessi alla scheda (e quindi anche ai mezzi di elaborazione 14) mediante appositi connettori oppure direttamente integrati nel circuito stampato (ad esempio mediante saldature a stagno). Questi sensori comprendono le seguenti tipologie:

- un sensore di immagini ultraviolette in grado di rilevare luce avente lunghezza d'onda compresa tra i 200 ed i 450 nanometri ed una o più sorgenti di luce ultravioletta

(come ad esempio una luce di Wood, nota anche come luce UV), così da rendere capace di rilevare la fluorescenza di alcune specie batteriche o virali; tale sensore può anche essere realizzato applicando un filtro ottico polarizzato (con montatura fissa o sganciabile) ai mezzi di acquisizione immagini 11, così da filtrare la luce in modo da far passare solo quella al di sotto di 480 nm di lunghezza d'onda eliminando così eventuali fenomeni di crosstalk del segnale. In questo modo, si rende possibile al dermatologo produrre una diagnosi di maggior qualità;

- un sensore di immagini infrarosse, come ad esempio una NIR CMOS camera in grado di rilevare luce avente lunghezza d'onda compresa tra i 650 ed i 1200 nanometri ed una o più sorgenti di luce infrarossa, preferibilmente del tipo a luce infrarossa "vicina" (NIRS) capace di emettere un fascio con lunghezza d'onda compresa tra 650 e 1200 nm; tale sensore di immagini infrarosse è preferibilmente in grado di operare ad una frequenza di campionamento di almeno 100 Hz e comprende preferibilmente un filtro ottico polarizzato (con montatura fissa o sganciabile) tarato sulle medesime lunghezze d'onda (650-1200 nanometri), così da eliminare eventuali fenomeni di crosstalk del segnale e rendere possibile al dermatologo produrre una diagnosi di maggior qualità;
- almeno un naso elettronico atto al riconoscimento di composti volatili emessi da detta una porzione di cute sulla quale si sta manifestando una patologia cutanea (ad esempio la presenza di ammoniaca che è tipica della presenza di ulcere e/o di altri compositi volatili, emessi in presenza di determinate specie batteriche, che verranno meglio descritti nel seguito di questa descrizione), così da rendere possibile al dermatologo produrre una diagnosi di maggior qualità, in quanto detto

naso elettronico gli permette di rilevare (a distanza) la presenza di sostanze che potrebbero essere difficili da rilevare con il naso umano anche nel corso di una visita dermatologica in cui il dermatologo può ispezionare di persona la pelle del paziente;

- uno o più dispositivi di rilevazione termica (come ad esempio un termometro ad infrarossi, una termo-camera o altro), detti anche sensori termici, posizionati in modo da essere in grado di rilevare la temperatura superficiale della porzione di pelle interessata dalla patologia cutanea;
- almeno un sensore elettronico di umidità e temperatura ambientale e/o di umidità della pelle capace di rilevare l'umidità di detta porzione di cute sulla quale si sta manifestando la patologia cutanea, in modo da permettere al dermatologo di valutare meglio l'aspetto e lo stato di avanzamento di una patologia cutanea e, quindi, produrre una diagnosi di maggior qualità rispetto alla sola valutazione delle immagini.

In alternativa o in combinazione a quanto descritto fino ad adesso, il dispositivo 1 comprende un'interfaccia di inserimento dati (come ad esempio una tastiera, uno schermo sensibile al tocco che può visualizzare una tastiera, un microfono o altro) che è in comunicazione con i mezzi di elaborazione 14 che possono essere configurati per acquisire dati paziente (come ad esempio, il fototipo della pelle del paziente, il sesso, l'età, il peso, ecc.) e memorizzarli nei mezzi di memoria 13.

In questo modo, si rende possibile al dermatologo produrre una diagnosi di maggior qualità, poiché si mette a disposizione del medico una maggior quantità di dati.

In alternativa o in combinazione a quanto descritto fino ad adesso, i mezzi sensori possono comprendere un'unità

elettromiografica che comprendente i seguenti elementi:

- una coppia di elettrodi cutanei per la raccolta di bio-segnali elettrici di superficie preferibilmente di tipo dry disk o a base di cloruro d'argento (AgCl) e aventi una superficie non inferiore a 0.5 mm^2;
- un generatore di segnali atto a generare un segnale elettrico in corrente alternata, preferibilmente ad onda sinusoidale od ad onda quadra e regolabile fino ad un massimo di 40 Volt picco-picco (Vpp) e avente una frequenza massima di 1 Hz, in modo da generare vantaggiosamente una corrente di intensità non superiore a 50 µA, oppure non superiore a 10 µA se il paziente ha cateteri cardiaci o ha impiantato un pacemaker oppure un defibrillatore cardiaco (noto anche come ICD), così da evitare vantaggiosamente rischi di microshock;
- mezzi di misura, come ad esempio un amperometro e/o un voltmetro, in grado di acquisire un segnale elettromiografico (ad esempio rilevando una o più delle sue caratteristiche, come l'intensità, la tensione, la fase, la frequenza e/o altro) generato della corrente elettrica che passa attraverso la coppia di elettrodi, e trasmettere detto segnale elettromiografico, preferibilmente in forma digitale, ai mezzi di elaborazione 14.

In questo modo, si rende possibile al dermatologo produrre una diagnosi di maggior qualità, poiché gli si mette a disposizione un segnale elettromiografico che può fornire interessanti informazioni riguardo allo stato del sistema nervoso periferico, il cui funzionamento può essere influenzato dalla presenza di una particolare patologia cutanea.

Sono ovviamente possibili numerose varianti all'esempio fin qui descritto.

Una seconda forma realizzativa di un dispositivo secondo l'invenzione verrà ora descritta; per brevità nella descrizione che segue saranno evidenziate solamente le parti che differenziano questa e le successive varianti rispetto alla forma realizzativa principale sopra descritta.

La seconda forma realizzativa del dispositivo secondo l'invenzione è un dispositivo di utilizzo generale (general purpose device), come ad esempio un terminale mobile (come uno smartphone o similari), un tablet, un laptop, un personal computer o altro, a cui possono essere collegati, mediante mezzi di input/output (ad esempio via USB, Bluetooth o altro), i mezzi di acquisizione immagine ed i mezzi sensori precedentemente descritti, e dove tale dispositivo è configurato per eseguire un insieme di istruzioni che implementano il metodo per il monitoraggio di patologie cutanee secondo l'invenzione.

Con riferimento anche alla figura 3, un'immagine P che raffigura una prima porzione di pelle danneggiata P2, preferibilmente a causa di una patologia cutanea, ed una seconda porzione P3 circostante a quella danneggiata P2 (nota anche con il termine di 'periferita') può essere analizzata mediante una prima rete neurale preferibilmente di tipo feed forward RP realizzata mediante i mezzi di elaborazione 14 o altri mezzi di elaborazione (ad esempio compresi in un server, nel personal computer del dermatologo o altro) che preferibilmente eseguono un insieme di istruzioni che implementano detta rete neurale RP. Questa rete neurale RP è stata addestrata per produrre (in uscita) un dato di tipologia, che definisce la tipologia della patologia cutanea, sulla base delle immagini acquisite (che sono poste in ingresso a detta rete). In questo modo, il dermatologo può velocizzare il processo di diagnosi utilizzando questo dato di tipologia, poiché tale dato gli permette di

restringere più velocemente il campo d'indagine, escludendo a priori altri tipi di analisi da compiere sul paziente, così da produrre una diagnosi (e la relativa terapia) in minor tempo. Questo ben si presta al contesto di utilizzo del dispositivo 1 secondo l'invenzione, poiché il dermatologo può trovarsi ad analizzare immagini e dati di patologia raccolti dai diversi dispositivi 1 che si trovano sul campo e, quindi, deve produrre una pluralità di diagnosi nel più breve tempo possibile.

La rete neurale RP comprende preferibilmente due strati S_{p1},S_{p2} di nodi computazionali (ai quali si farà riferimento anche in seguito con il termine di 'sinapsi' S_{p1_1},...,S_{p1_n} e S_{p2_1},...,S_{p2_n} il cui numero dipende dal numero di tipologie di lesioni in cui si vogliono discretizzare le immagini analizzate. Si evidenzia che il numero di sinapsi S_{p1_1},...,S_{p1_n} e S_{p2_1},...,S_{p2_n} in ciascuno degli strati S_{p1} e S_{p2} deve essere equivalente. Le sinapsi di ciascun strato Sp1 e Sp2 sono rispettivamente collegate a tre vettori (s_{pr_1},s_{pg_1},s_{pb_1} per il primo strato S_{p1} e s_{pr_2},s_{pg_2},s_{pb_2} per il secondo strato S_{p2}), ognuno dei quali contiene preferibilmente 256 sinapsi.

Si evidenzia che, nel caso in cui la rete neurale RP non sia presente, la tipologia della lesione deve essere inserita dall'utente tramite i mezzi di interfaccia.

Con riferimento anche alle figure 4 e 5, i dati rilevati dai mezzi sensori 12, il cui utilizzo è descritto successivamente, possono essere elaborati tramite l'uso di una seconda rete neurale R1 ed una terza rete neurale R2, dove ciascuna di esse può essere realizzata (come per la prima rete neurale RP) mediante i mezzi di elaborazione 14 del dispositivo 1 oppure mediante altri mezzi di elaborazione (come ad esempio quelli compresi in un server, in un personal computer del dermatologo o altro).

La seconda rete neurale R1 ha lo scopo di elaborare i dati direttamente raccolti dai mezzi sensori 12 per stabilire l'eventuale stato infiammatorio e/o di infezione della lesione provocata dalla patologia, mentre la terza rete neurale R2 è una rete progettata per elaborare i dati generati da R1 per calcolare l'entità dell'infezione e/o dell'infiammazione e può essere aggiunta al dispositivo o al sistema nel caso se ne vogliano leggere ed interpretare i dati generati.

La seconda rete R1 è una rete neurale preferibilmente di tipo a percettrone progettata per eseguire un'operazione di apprendimento approfondito (deep learning); tale rete R1 comprende almeno cinque vettori SR1 comprendenti nodi computazionali o sinapsi. Il vettore centrale S_0 ha lo scopo di ricevere un vettore Z di valori $z_1,...,z_{n0}$ in ingresso alla rete neurale SR1; tali valori provengono dai mezzi sensori 12 sopra citati presenti nella configurazione del dispositivo. Il numero di sinapsi dello strato S_0 è definito sulla base della tipologia dei mezzi sensori 12 presenti nel dispositivo; in particolare, il numero di sinapsi può essere preferibilmente scelto sulla base del seguente schema (sommando il numero di sinapsi che sono associabili a ciascuno dei mezzi sensori 12 compresi nel dispositivo 1):

- se i mezzi sensori 12 comprendono la sorgente di luce UV, la rete neurale SR1 può avere un numero di sinapsi compreso tra uno e sei;
- se i mezzi sensori 12 comprendono la sorgente di luce infrarossa, la rete neurale SR1 può avere un numero di sinapsi pari ad almeno uno;
- se i mezzi sensori 12 comprendono il naso elettronico, la rete neurale SR1 può avere un numero di sinapsi compreso tra uno ed x, dove x è pari al numero di composti volatili che il naso elettronico è in grado di riconoscere;

- se i mezzi sensori 12 comprendono detti uno o più sensori termici, la rete neurale SR1 può avere un numero di sinapsi pari ad almeno uno;
- se i mezzi sensori 12 comprendono i sensori di umidità elettronici, la rete neurale SR1 può avere un numero di sinapsi pari ad almeno uno.

Lo strato S_0 è collegato con almeno altri 2 strati di sinapsi detti di prima linea $S_{1\text{-}i}$, $S_{1\text{-}h}$: il primo strato di prima linea $S_{1\text{-}i}$ è preferibilmente dedicato alla rilevazione dello stato di infezione, mentre il secondo strato di prima linea $S_{1\text{-}h}$ è preferibilmente dedicato alla rilevazione dello stato di infiammazione, ciascuno con un numero di sinapsi pari a quelle dello strato S_0. Ciascuno degli strati $S_{1\text{-}i}$ ed $S_{1\text{-}h}$ sono collegati a loro volta con almeno un ulteriore strato $S_{2\text{-}i}$ ed $S_{2\text{-}h}$ detto anche strato di seconda linea. Il numero di sinapsi degli strati di seconda linea $S_{2\text{-}i}$,$S_{2\text{-}h}$ dipende dal numero di sinapsi dello strato S_0 e perciò al numero di sinapsi degli strati di prima linea $S_{1\text{-}i}$,$S_{1\text{-}h}$. Considerando un numero di sinapsi N_0 in S_0 pari al numero di sinapsi N_1 di ciascuno strato di prima linea, il numero di sinapsi N_2 di ciascuno strato di seconda linea $S_{2\text{-}i}$,$S_{2\text{-}h}$ è pari ad $N_1(N_1\text{-}1)$. La stessa regola vale per tutti gli eventuali strati successivi a quelli di seconda linea. Considerando S_X la linea dello strato di cui si vogliono calcolare il numero di sinapsi N_X, vale la seguente relazione:

$$N_X=N_{X\text{-}1}(N_{X\text{-}1}\text{-}1)$$

I collegamenti tra le sinapsi degli strati S_0 ed S_1 sono univoci, ovvero ogni sinapsi dello strato S_0 è collegato ad una sola sinapsi dello strato S1. I collegamenti tra le sinapsi degli strati S1 ed S2 sono tali per cui ogni sinapsi dello strato precedente abbia una collegamento comune con tutti gli altri nodi computazionali del suo strato di

appartenenza nello strato successivo. Riguardo agli eventuali strati successivi a quelli di seconda linea, i collegamenti tra le loro sinapsi e le sinapsi degli strati precedenti devono seguire la medesima logica degli strati precedenti. Ciascuno strato della rete produce un output operativo $O_{X-i},...,O_0,...,O_{y-h}$, generando così almeno cinque valori la cui lettura ha lo scopo di verificare lo stato di infezione, di infiammazione o di entrambi, della lesione.

In altre parole, i mezzi di elaborazione 14 oppure i mezzi di elaborazione esterni possono essere configurati per eseguire una porzione di codice che implementa la seconda rete neurale R1 addestrata a produrre, sulla base di detti dati di patologia, dati di stato patologia che definiscono se detta porzione di cute sulla quale si sta manifestando detta patologia cutanea è infetta e/o infiammata. In questo modo, il dermatologo è in grado di produrre una diagnosi di maggior qualità a parità di tempo, perché non ha la necessità di dover reinterpretare i dati che provengono dai mezzi sensori 12 ogni volta che deve compiere una diagnosi (magari consultando anche dei testi medici), ma bensì può delegare parte di questo processo alla seconda rete neurale che è preferibilmente stata addestrata sotto la sua supervisione ad indicare una o più possibili risposte che devono poi essere necessariamente interpretate dal dermatologo.

I valori di output della seconda rete neurale R1 vengono poi letti dalla terza rete neurale R2 che, come descritto in precedenza, ha lo scopo di valutare l'entità dello stato infiammatorio od infettivo della lesione analizzata. La rete neurale R2 mette in relazione i valori forniti dalla rete R1 o con un segnale elettromiografico E generato dall'unità elettromiografica o con i dati paziente acquisiti mediante l'interfaccia di inserimento dati.

In altre parole, i mezzi di elaborazione 14 possono essere

configurati per eseguire una porzione di codice che implementa la terza rete neurale R2 che è addestrata, sulla base dei dati di stato patologia (prodotti dalla seconda rete neurale R1) e detto segnale elettromiografico E (prodotto dall'unità elettromiografica), a produrre un dato di entità patologica che definisce l'entità dell'infezione e/o dell'infiammazione di detta porzione di cute sulla quale si sta manifestando detta patologia cutanea.

In questo modo, il dermatologo è in grado di produrre una diagnosi di maggior qualità a parità di tempo, perché non ha la necessità di dover reinterpretare i dati che provengono dai mezzi sensori 12 ogni volta che deve compiere una diagnosi, ma bensì può delegare parte di questo processo alla terza rete neurale che è preferibilmente stata addestrata sotto la sua supervisione ad indicare una o più possibili risposte che devono poi essere necessariamente interpretate dal dermatologo.

La terza rete neurale R2 è preferibilmente progettata come una rete feed forward a singolo strato s_r formata da almeno 5 sinapsi $s_{r-1},...,s_{r-q}$ più un'ulteriore sinapsi s_e. Ciascun output operativo O della seconda rete neurale R1 è fornito distintamente come input ad una delle sinapsi $s_{r-1},...,s_{r-q}$. Pertanto, all'aumentare degli strati della rete neurale R1, dovranno essere aumentate in ugual numero le sinapsi $s_{r-1},...,s_{r-q}$ della terza rete neurale R2. Ciascuna sinapsi $s_{r-1},...,s_{r-q}$ è collegata rispettivamente a due nodi S_{S1},S_{S2}: il primo nodo S_{S1} è un nodo di somma a cui è anche collegata la sinapsi s_e, mentre il secondo nodo S_{S2} è un nodo di relazione il cui funzionamento verrà descritto nel seguito di questa descrizione.

Lo scopo del dispositivo 1 descritto, in entrambe le sue forme realizzative, è quello di rilevare sia la tipologia della lesione (se presente la rete neurale Rp) sia

l’eventuale stato di infiammazione e/o di infezione di una lesione cutanea ed eventualmente stabilirne l’entità. Questo avviene tramite le immagini scattate dai mezzi di acquisizione immagini 11, ed i dati rilevati dai mezzi sensori 12 e successivamente elaborati tramite le reti R1 ed eventualmente R2. Ciascuna di esse deve essere inizialmente sottoposta ad una fase di addestramento con l’ausilio degli stessi dati generati dai mezzi di acquisizione immagini 11 e/o dai mezzi sensori 12 a seconda della rete. Durante questa fase vengono tarati i valori associati alle sinapsi di tutti gli strati che compongono le reti neurali RP, R1 ed R2. Una volta conclusa la fase di addestramento, le reti possono entrare nella fase operativa nella quale le reti sono in grado di elaborare in autonomia i dati raccolti dai mezzi di acquisizione immagini 11 e dai mezzi sensori 12. In quest’ultima fase, i valori associati alle sinapsi non vengono modificati. Le fasi di addestramento possono essere più di una, ad esempio ogni qualvolta che vengono aggiunte sinapsi negli strati delle reti oppure ogni qualvolta che viene aggiunto uno strato alla rete R1. Una nuova fase di addestramento può essere avviata anche nel caso in cui si ritenga che le reti non abbiano raggiunto una sensibilità o sensitività di elaborazione appropriata. Si evidenzia nuovamente che se la rete RP non è presente nel sistema, l’operatore, tramite l’interfaccia di inserimento dati del dispositivo, deve inserire la tipologia di lesione analizzata.

Quando il dispositivo 1 è in una condizione di funzionamento, tale dispositivo viene puntato verso la lesione parallelamente al piano della regione corporea interessata, preferibilmente tramite l’ausilio dei mezzi di acquisizione immagini che possono aiutare l’operatore ad inquadrare correttamente la lesione cutanea, dopodiché viene

acquisita, mediante i mezzi di acquisizione immagini 11, almeno una foto della lesione e di una porzione di pelle circostante ad essa che viene usata come riferimento, preferibilmente sfruttando la luce di almeno uno dei LED presenti nella corona. Contemporaneamente allo scatto della foto, le immagini acquisite devono essere raccolte ed immagazzinate nei mezzi di memoria 13 del dispositivo 1. Mediante i mezzi sensori 12, contemporaneamente allo scatto della foto o in tempi diversi, vengono raccolti anche i dati fisiologici della lesione. Tali dati, affinché vengano letti dalla rete R1, devono essere preferibilmente digitalizzati. Ciascuno di detti dati fisiologici sarà considerato un input z alla rete R1. A ciascun input è associato un nodo dello strato S_0 che lo riceve.

Di seguito sono descritti con precisione alcuni esempi di utilizzo dei dati fisiologici raccolti da ciascuna tipologia di mezzi sensori 12 sopra descritti ed i relativi metodi per acquisire detti dati fisiologici.

Quando i mezzi sensori 12 comprendono il sensore di immagini ultraviolette e dette una o più sorgenti di luce ultravioletta, è possibile acquisire un'immagine (preferibilmente utilizzando il filtro ottico) che rende possibile rilevare la presenza e la quantità di alcune specie batteriche o virali. Di seguito è riportata una lista non esaustiva delle patologie dermatologiche che producono lesioni della pelle che riflettono l'ultravioletto producendo una luce di un particolare colore:

- *tinea capitis* (infezione micotica) emette una luce di color blu/verde;
- *tinea versicolor* (infezione micotica) emette una luce di color giallo/verde/arancione;
- *erythrasma* (infezione batterica) emette una luce di color rosso;

- *vitiligo* (morte cellulare) emette una luce di color bianco;
- *porphyria cutanea tarda* (patologia genetica o causata da particolari condizioni ambientali) emette una luce di color rosso/rosa;
- *pseudomonas infezione* (infezione batterica) emette una luce di color verde;
- *acne* (infezione batterica) emette una luce di color arancione/rosso;
- *corynebacterium minutissimum* (infezione batterica) emette una luce di color rosso.

L'immagine scattata è preferibilmente codificata utilizzando un codice RGB, e viene analizzata pixel per pixel, considerando la porzione dell'immagine che comprende la lesione e una piccola regione di pelle adiacente ad essa (periferita). La rilevazione di ciascun colore (sei in tutto: giallo, verde, blu, rosso, arancione, rosa) è associata ad uno specifico vettore di ingresso (input) Z, perciò come descritto in precedenza le sinapsi associate alla sorgente di luce UV possono essere fino a 6, in base a quanti colori il sistema è stato predisposto da rilevare e calcolare. Per ciascun colore viene calcolata la proporzione di pixel dell'immagine con quello specifico colore rispetto ai pixel totali della porzione dell'immagine analizzata. Se questo rapporto supera una soglia (preferibilmente regolabile e avente un limite minimo preferibilmente pari a 0.5%), allora la z associata a quel colore equivale ad uno, altrimenti equivale a 0.

Quando i mezzi sensori 12 comprendono il sensore di immagini infrarosse e dette una o più sorgenti di luce infrarossa o di luce infrarossa "vicina" (NIRS), è possibile rilevare la quantità di emoglobina ossigenata rispetto a quella de-ossigenata. Questo valore indica una attivazione

fisiologica della regione corporea in cui è presente la lesione e perciò ne indica un possibile stato di infiammazione. L'irradiazione dei diodi IR o NIR può essere fatta a partire da una distanza minima di 1 cm. Irradiando l'area della lesione e la periferita con una luce IR o NIR in un intervallo che comprende le lunghezze d'onda di 760 nm (valore di massimo assorbimento di luce dell'emoglobina desossigenata) e di 900 nm (valore di massimo assorbimento di luce dell'emoglobina ossigenata) e rilevando il segnale uscente tramite la NIR CMOS camera, è possibile conteggiare in numero di punti che rappresentano le porzioni di pelle che assorbono una lunghezza d'onda di 760 nm e quelle che assorbono una lunghezza d'onda di 900 nm, così da rendere possibile conoscere la rispettiva quantità di entrambe nella zona d'interesse. Si evidenzia che l'assorbimento (A) di luce IR o NIR viene calcolato per ciascuna lunghezza d'onda seguendo la legge di Lambert Beer di seguito riportata:

$$A=\log(I_{inc}/I_{ril}),$$

dove I_{inc}=luce incidente, I_{ril}=luce rilevata.

L'input dato alla sinapsi di competenza dello strato S_0 equivale ad 1 se $(A_{900\ nm} - A_{760\ nm})/A_{760\ nm}$ è maggiore o uguale ad una determinata soglia regolabile con limite inferiore posto preferibilmente a 0.1 %.

Quando i mezzi sensori 12 comprendono detto almeno un naso elettronico, il dispositivo 1 può rilevare la presenza di uno o più composti volatili, come ad esempio i seguenti:

a. Ammonio;
b. Isoprene;
c. Acido acetico;
d. Etanolo;
e. Dimetil disulfide;

f. Solfato di idrogeno (acido solforico);
g. Acetone;
h. Acetildeide;
i. Tiocianato di metile;
j. Cianide di idrogeno;
k. Formaldeide;
l. Butanolo.

Questi composti volatili provengono da varie specie virali riscontrabili nell'area di una lesione cutanea. Tra di essi si possono evidenziare l'Escherichia Coli, lo Pseudomonas e lo Stafilococco. La flora batterica e virale riscontrabile tramite la rilevazione di composti volatili è estremamente vasta ed è dimostrato che è altrettanto vasta il catalogo di composti volatili generati dagli stessi e rilevabili tramite naso elettronico. Il naso od i nasi elettronici che compongono il presente sistema devono essere configurati per rilevare la presenza di almeno uno dei composti volatili che possono essere scientificamente associabili ad elementi batterici o virali. Alla presenza di ciascuno dei composti volatili è associato un input z che viene letto dalla specifica sinapsi dello strato S_0 della seconda rete neurale R1. Per ciascuno dei composti per cui il naso od i nasi elettronici sono configurati viene posto un valore soglia regolabile. Se la rilevazione dello specifico composto supera tale soglia allora la z rispettiva risultante avrà valore 1, altrimenti 0.

Quando i mezzi sensori 12 comprendono detti uno o più dispositivi di rilevazione termica, è possibile rilevare la temperatura nella zona della lesione e nelle zone limitrofe. Una maggiore temperatura nella zona della lesione rispetto alle zone della periferita indica la possibile presenza di un stato infiammatorio. Considerando come T_F la temperatura media della zona lesionata, e T_P la temperatura media della

zona circostante alla ferita, se il rapporto $(T_F-T_P)/ T_P$ è maggiore di una soglia regolabile con limite minimo preferibilmente fissato a 0.1%, allora l'input z associato alla specifica sinapsi dello strato S_0 della seconda rete neurale R1 relativa del dispositivo di rilevazione termica avrà preferibilmente valore 1, altrimenti avrà valore 0.

Quando i mezzi sensori 12 comprendono il sensore elettronico di umidità della pelle capace di rilevare la presenza e la quantità di esudato presente nella zona della lesione, è possibile rilevare se il valore restituito dal sensore di umidità supera una soglia regolabile (con limite minimo maggiore di 0) e, quindi, inviare alla specifica sinapsi dello strato S_0 della seconda rete neurale R1 preferibilmente il valore 1 come input Z nel caso il valore di umidità superi detta soglia oppure il valore 0 altrimenti.

Come detto precedentemente, il numero di input Z alla rete R1 proveniente dai mezzi sensori 12 dipende dal numero, dalla tipologia e dalla configurazione di detti mezzi sensori 12 presenti in una data configurazione del dispositivo 1 o del sistema. Il numero di input z deve essere pari al numero di sinapsi presenti nello strato S_0 della rete R1. Ad ogni rilevazione eseguita, verrà generato un vettore di input z, detto Z, ed esso verrà inviato allo strato S_0 della seconda rete neurale R1. A seconda della configurazione dei mezzi sensori 12, ogni z verrà inviata sempre alla stessa sinapsi.

Si evidenzia che il metodo di raccolta dei dati di patologia e la conseguente generazione dei vettori Z è indipendente dal fatto che le reti neurali R1 ed R2 siano in fase di addestramento od operativa. Lo stesso vale per il metodo di raccolta delle immagini, il cui metodo di raccolta non varia sia che la prima rete neurale RP si trovi in fase di addestramento o in fase operativa.

Verrà ora descritto il funzionamento della prima rete

neurale RP quando detta rete RP si trova in fase di addestramento. Come già descritto in precedenza, la rete comprende due strati (S_{p1} ed S_{p2}) di sinapsi. Il numero di sinapsi $S_{p1_1},...,S_{p1_n}$ e $S_{p2_1},...,S_{p2_n}$ di ciascuno strato è dato dal numero di tipologie di lesioni che la rete RP dovrà riconoscere a seguito dell'addestramento.

Ciascuna delle sinapsi è collegata a tre vettori di sinapsi $S_{pr_1}, S_{pg_1}, S_{pb_1}$ e $S_{pr_2}, S_{pg_2}, S_{pb_2}$. A ciascuna sinapsi $S_{pr_1}, S_{pg_1}, S_{pb_1}$ e $S_{pr_2}, S_{pg_2}, S_{pb_2}$ di ciascun vettore presente nei due strati Sp1 ed Sp2 viene associato un valore di posizione nel vettore che è identificabile con un indice compreso tra 1 e 256. Se la rete è al primo utilizzo della prima fase di addestramento, allora tutte le sinapsi $S_{pr_1}, S_{pg_1}, S_{pb_1}$ e $S_{pr_2}, S_{pg_2}, S_{pb_2}$ di tutti nodi sono inizializzate ad un valore pari a 0.

Al momento dello scatto della foto, preferibilmente mediante l'interfaccia di inserimento dati, l'utente deve tracciare sull'immagine una linea chiusa, tale per cui la linea tracciata sia sovrapponibile ai pixels dell'immagine scattata che rappresentano il bordo della lesione. Per motivi computazionali può essere selezionata dall'utente una regione di interesse (detta anche ROI), ovvero una porzione dell'immagine che comprenda la lesione e parte della periferita. In tal caso la rete RP verrà addestrata considerando la ROI come l'immagine scattata. L'utente prima o dopo aver fatto questa operazione deve preferibilmente selezionare, sempre mediante l'interfaccia di inserimento dati, la tipologia della lesione analizzata dall'elenco delle tipologie di lesioni alle quali la rete viene addestrata a riconoscere. Ciascuna delle tipologie di lesioni selezionabili è associata ad una coppia sinapsi. Una volta che la linea è stata tracciata vengono analizzati tutti i pixel all'interno del contorno (denominati px1) e tutti i

pixel dell'immagine al di fuori del contorno selezionato (denominati px2), leggendo i valori R, G e B di ciascuno di essi. I valori di R, G e B di ciascun pixel deve avere un valore compreso in un intervallo che va da 0 a 255.

Se il pixel analizzato è parte del gruppo di pixels px1 ed i suoi valori di R, G e B sono rispettivamente r, g e b, vengono incrementate di un valore unitario le sinapsi S_{pr_1} in posizione r+1, S_{pg_1} in posizione g+1, ed S_{pb_1} in posizione b+1, della sinapsi $S_{p1_1},...,S_{p1_n}$ corrispondente alla lesione selezionata dall'utente dello strato Sp1. Se il pixel analizzato è parte del gruppo di pixels px2 ed i suoi valori di R, G e B sono rispettivamente r, g e b, vengono incrementate di un valore unitario le sinapsi S_{pr_2} in posizione r+1, S_{pg_2} in posizione g+1, ed S_{pb_1} in posizione b+1, della sinapsi $S_{p2_1},...,S_{p2_n}$ corrispondente alla lesione selezionata dall'utente dello strato S_{p2}. Dopo l'analisi di ciascuna immagine, tutte le sinapsi $s_{pr_1}, s_{pg_1}, s_{pb_1}$ e $s_{pr_2}, s_{pg_2}, s_{pb_2}$ vengono normalizzati secondo la regola:

$$\left\| S_{p(r,g,b)_d} \right\| = \frac{S_{p(r,g,b)_d}}{\max\limits_{i=1,\dots,256} \left(S_{p(r,g,b)_i} \right)}$$

La rete neurale RP può essere considerata addestrata se per ogni tipologia di lesione per la quale viene addestrata al riconoscimento vengono analizzate almeno un numero di immagini pari o superiore alla somma delle sinapsi $S_{p1_1},...,S_{p1_n}$ e $S_{p2_1},...,S_{p2_n}$ presenti nei due strati S_{p1} ed S_{p2}.

Una volta che la rete neurale RP è stata addestrata, le immagini acquisite dai mezzi di acquisizione immagini 11 vengono analizzate pixel per pixel. Prima dell'inizio dell'analisi, deve essere programmato un valore di vicinato v che deve essere dispari. Il valore di vicinato v può assumere valori che vanno da 1 al numero di pixel totale dell'immagine analizzata. Il pixel analizzato viene posto

all'interno di una griglia regolare composta da v2 pixel. I restanti elementi della griglia sono occupati dai pixel dell'intorno del pixel analizzato. Per ciascuno dei pixel della griglia vengono analizzati i valori rispettivi di R(=r), G(=g) e B(=b). Vengono a questo punto paragonati i valori S_{pr_1} e S_{pr_2} in posizione r+1, S_{pg_1} e S_{pg_2} in posizione g+1, ed S_{pb_1} e S_{pb_2} in posizione b+1, della coppia sinapsi corrispondenti ad una lesione sia dello strato Sp1 che dello strato Sp2, calcolando il valore F mediante la seguente formula (l indica il pixel sp corrispondente ad una data tipologia di lesione negli strati Sp1 ed Sp2):

$$F = (S_{p1}\left(s_{p-l}\left(s_{pr-(r+1)}\right)\right) + S_{p2}\left(s_{p-l}\left(s_{pg-(g+1)}\right)\right)) + (S_{p1}\left(s_{p-l}\left(s_{pg-(g+1)}\right)\right) + S_{p2}\left(s_{p-l}\left(s_{pg-(g+1)}\right)\right)) + (S_{p1}\left(s_{p-l}\left(s_{pb-(b+1)}\right)\right) + S_{p2}\left(s_{p-l}\left(s_{pb-(b+1)}\right)\right)).$$

Il valore F di ogni pixel viene calcolato per ciascun pixel nella griglia per ogni sinapsi $S_{p1_1},\ldots,S_{p1_n}$ e $S_{p2_1},\ldots,S_{p2_n}$ corrispondente ad ogni tipologia di lesione. Tutte le F di tutti i pixel della griglia per una data tipologia di lesione vengono poi sommate. Se per una data tipologia di lesione il valore ottenuto è negativo allora il pixel centrale nella griglia viene classificato come sano per quella lesione. Nel caso il valore ottenuto sia positivo il pixel centrale della griglia viene classificato come positivo a quella determinata lesione.

Per ciascuna tipologia di lesione, i pixel che sono risultati positivi vengono sommati ottenendo l'estensione della determinata tipologia di lesione. Il valore di estensione può essere tradotto nel sistema metrico sulla base della distanza del dispositivo 1 dalla lesione rilevata mediante detti uno o più sensori di distanza ottici e/o acustici. Comparando il valore ottenuto di distanza con la

curva focale della CMOS camera è possibile ottenere l'area coperta da un singolo pixel dell'immagine. Moltiplicando quel valore per i pixel appartenenti ad una determinata tipologia di lesione si ricava l'area della lesione cutanea.

Da questa descrizione risulta essere evidente come la rete neurale RP non si sostituisca all'attività diagnostica del dermatologo, ma bensì la supporti evidenziando al medico le varie patologie cutanee che potrebbero essere raffigurate nell'immagine acquisita mediante i mezzi di acquisizione immagini 11. In questo modo, si supporta il dermatologo produrre una diagnosi di maggior qualità (in un tempo più breve).

Verrà ora descritta la fase di addestramento della terza rete neurale R2; a tale scopo, si ricorda che detta rete R1 è formata dallo strato S_0 e da x strati S_{j-i} (dove j va è compreso tra 1 ed x) ed y strati di sinapsi S_{k-h} (dove k è compreso tra 1 e y). Gli strati di sinapsi *i* vengono in questa fase "addestrate" per calcolare dai dati provenienti dai mezzi sensori 12 la presenza di uno stato infettivo della lesione, mentre le sinapsi h hanno invece lo scopo di calcolare la presenza di uno stato infiammatorio. Il numero di sinapsi in S_0 equivale genericamente ad un numero N_0 che dipende, come precedentemente descritto, dal numero e dalle tipologia dei mezzi sensori 12 installati (o collegati) nella specifica configurazione del dispositivo 1. Le sinapsi degli strati i e k sono connesse a quelle dello strato S_0 e degli altri strati come descritto in precedenza. Tutte le sinapsi della rete possono assumere valori tra 0 ed 1 discretizzati in un numero valori intermedi, detti passi (step), che possono essere variati. Il numero dei passi che possono assumere le sinapsi di un determinato strato non può essere inferiore al numero di sinapsi presenti nello strato stesso. All'inizio dell'addestramento della terza rete neurale R2,

il valore di tutte le sinapsi presenti, indipendentemente dallo strato in cui appartengono, è impostato ad un valore pari a 0. Tra uno strato di sinapsi ed il successivo viene configurato un valore di soglia θ regolabile ad un valore compresso tra 0 ed 1. Nella rete considerata sono configurate x soglie θ_{j-i} (con j compreso tra 1 ed x) ed y soglie θ_{k-h} (con k compreso tra 1 ad y). Tutti i valori di soglia θ possono essere diversi l'uno dall'altro fatta eccezione di θ_{1-i} e θ_{1-h} che devono avere valore uguale.

Si evidenzia che, per ogni acquisizione effettuata, viene generato un vettore Z composto da N_0 input z, ciascuno in ingresso ad una specifica delle N_0 sinapsi dello strato S_0. Sempre ad ogni acquisizione, un utente U (che è preferibilmente un dermatologo) imposta, preferibilmente mediante i mezzi di inserimento, due valori desiderati, detti anche output desiderati (o_i ed o_h). Questi due valori devono essere impostati ad 1 rispettivamente se vi è uno stato di infezione della lesione o se vi è uno stato infiammatorio di detta lesione. La presenza di un'infezione o di un'infiammazione viene stabilita dall'operatore durante la fase di addestramento. Per ciascuna sinapsi dello strato S_0, ad agni acquisizione, viene calcolato il peso w_0 come:

$$w_{0\text{-}n0} = (z_{n0} s_{0\text{-}n0}) / N_0 \ ,$$

dove n_0 è un numero intero compreso tra 1 ed N_0. Dalla somma dei pesi ottenuti nello strato S_0 si ottiene il valore di output computazionale Σ_0 da cui viene calcolato un valore di stabilità Δ_1 mediante una delle seguenti formule:

$$\Delta_1 = (2\Theta(o_i + o_h) - 1)(\Sigma_0 - \theta_{1-i})$$

oppure

$$\Delta_1=(2\Theta(o_i+o_h)-1)\,(\Sigma_0-\theta_{1-h}),$$

dove Θ è la funzione di Heavyside. La funzione di Heavyside Θ(x) restituisce un valore nullo per x negativi ed unitario per x positivi. Se Δ_1 è maggiore di 0, allora i pesi delle sinapsi dello strato S_0 rimangono invariati. Se Δ_1 è inferiore od uguale a 0 allora i pesi delle sinapsi che hanno un input uguale ad 1 salgono di uno step se $\Theta(o_i+o_h)$ è pari ad 1; se invece $\Theta(o_i+o_h)$ è pari a zero, le sinapsi con input uguale ad 1 assumono un valore di uno step inferiore.

Se Δ_1 è maggiore di 0, allora i valori di input z sono trasmessi ai due strati di prima linea S_{1-i} ed S_{1-h}. L'addestramento di questi due strati avviene con la stessa metodologia adottata per lo strato S_0. Nel caso di S_{1-i} i pesi vengono calcolati come di seguito:

$$w_{1-i-n1_{1\to N_1}} = (z_{n0}s_{1-i-n1})/N_{1-i},$$

mentre per lo strato S_{1-h}:

$$w_{1-h-n1_{1\to N_1}} = (z_{n0}s_{1-h-n1})/N_{1-h}.$$

dove n1 è il valore identificativo della sinapsi che può assumere un valore intero compreso tra 1 ad N_1, considerando che N_1 è uguale a N_0 come descritto in precedenza. I valori di stabilità Δ_{2-i} e Δ_{2-h} vengono calcolati rispettivamente come riportato di seguito:

$$\Delta_{2-i}=(2o_i-1)(\Sigma_{1-i}-\theta_{2-i}) \text{ oppure } \Delta_{2-h}=(2o_h-1)(\Sigma_{1-h}-\theta_{2-h}).$$

I valori di output computazionale di Σ_{1-i} e di Σ_{1-h} equivalgono rispettivamente alla somma dei valori di Δ_{2-i} e Δ_{2-h}, mentre i valori delle sinapsi dei rispettivi strati vengono modificati con la stessa metodologia adottata per le sinapsi dello strato S_0.

Il metodo di addestramento si ripete analogamente per gli

strati successivi a quelli di prima linea. In maniera generale il peso di ciascuna sinapsi viene calcolato come:

$$w_a = (z_a s_a)/N_b,$$

dove z_a è l'input in ingresso alla singola sinapsi, s_a è il valore della singola sinapsi ed N_b è il numero di sinapsi presenti nel b-esimo strato. Per ciascuno strato il valore computazionale è equivalente alla somma dei pesi delle sinapsi del singolo strato ed i valori di stabilità vengono calcolati come nella formula riportata di seguito:

$$\Delta_b = (2o_{(i,h)} - 1)(\Sigma_b - \theta_{(b+1)}).$$

Si evidenzia però che gli input alle rispettive sinapsi variano. Ciascuna sinapsi degli strati successivi agli strati $S_{1\text{-}i}$ e $S_{1\text{-}h}$ è collegata ad almeno due sinapsi dello strato immediatamente precedente. Considerando una generica sinapsi di uno strato S_u e le due sinapsi ad esso collegate dello strato precedente $S_{1(u-1)}$ ed $S_{2(u-1)}$, l'input z_u è pari a $\Theta((w_{1(u-1)} + w_{2(u-1)})-1)$. I due valori $w_{1(u-1)}$ e $w_{2(u-1)}$ sono rispettivamente i pesi delle due sinapsi delle strato precedente. I valori di input che vengono passati dallo strato precedente al successivo, vengono generati se il valore di stabilità risulta essere maggiore di 0. In caso contrario, gli input inviati allo strato successivo devo essere considerati tutti nulli.

La rete R1 può considerarsi addestrata se sono state inviate allo strato S_0 un numero di vettori di input Z pari ad almeno il numero totale delle sinapsi comprese in detta seconda rete R1.

Nella corso della fase operativa, la seconda rete neurale R1 è costituita da sinapsi con i pesi ottenuti durante la fase di addestramento precedente. Durante questa fase, tali valori non variano come non varia la struttura della rete. Possono invece essere riprogrammati i valori di soglia θ per

ciascuno strato a condizione che i valori di $\theta_{1\text{-}i}$ e $\theta_{1\text{-}h}$ siano programmati uguali tra loro.

In questa fase, i valori di input ai singoli strati vengono ottenuti analogamente alla fase di addestramento. Durante l'acquisizione dei dati di patologia mediante i mezzi sensori 12 del dispositivo 1, l'utente non stabilisce i valori di o_i ed o_h. I dati di patologia generati dai mezzi sensori 12 vengono inviati all'ingresso nello strato S_0. Come nella fase di addestramento, per ogni strato, i valori dei pesi delle sinapsi vengono calcolate come:

$$w_a = (z_a s_a)/N_b,$$

mentre l'output computazionale di ciascuno strato equivale alla somma di tutti i pesi dello strato stesso. A differenza della fase precedente per ciascun strato viene calcolato un output operazionale; l'output operazionale del b-esimo strato è definito come di seguito:

$$O_b = \Theta(\Sigma_b - \theta_{(b+1)})(\Sigma_b - \theta_{(b+1)}).$$

Se O_b è maggiore di 0, allora vengono generati gli input per lo strato successivo con la stessa metodologia della fase di addestramento, in caso contrario gli input allo strato successivo sono tutti nulli. Ad una nuova acquisizione, la rete R1 può stabilire se la lesione presenta un'infezione se $O_{1\text{-}i}$ è maggiore di 0, e stabilire la presenza di un'infiammazione se $O_{1\text{-}h}$ è maggiore di 0.

Verrà ora descritta la fase di addestramento della terza rete neurale R2. Come già descritto in precedenza, la rete neurale R2 ha lo scopo di valutare l'entità dell'infezione e/o dell'infiammazione della lesione mediante un modello circuitale della pelle umana. Essa, sotto il punto di vista elettrico, può essere paragonata ad un memristor, ovvero una resistenza elettrica dinamica non lineare che cambia il suo

stato in funzione del flusso $\varphi(t) = \int_{-\infty}^{t'} v(t)dt$ e carica $q(t) = \int_{-\infty}^{t'} i(t)dt$. Secondo questa equivalenza, la relazione che lega la pelle umana al memristor puó essere scritta come:

$$q(t) = M(\alpha, \varphi(t)) = \frac{c_0 D^2}{\alpha R}\left(1 - \left(1 - \frac{2\alpha\varphi(t)}{\tau c_0^2 D^2}\right)^{1/2}\right).$$

Nella relazione precedente, R è la resistenza elettrica della porzione di pelle considerata (proporzionale alla resistività media della cute ed all'ampiezza della porzione considerata), D è la profondità della cute e c_0 è una costante. Il valore α è legato al potenziale elettrico e alla presenza di ioni nei pori e nella superficie della pelle, mentre τ dipende dalle caratteristiche morfologiche della pelle stessa. La presenza di uno stato infiammatorio od infettivo può variare queste condizioni, per cui tramite la terza rete neurale R2 è possibile legare le cause dell'infezione e dell'infiammazione (riscontrate tramite la rete R1) ad α. La fase di addestramento della rete R2 può solo essere eseguita utilizzando la rete R1 in fase operativa.

Come descritto in precedenza, la rete R2 è composta da un singolo strato S_r composto da un numero di sinapsi uguale al numero di strati che compongono la rete R1 meno uno in quanto il valore di output operativo dello strato S_0 non viene fornito come input alla rete. Considerando una rete R1 formata da n_r strati, gli input ai nodi sono costituiti dai valori di output operativo O_q, dove q è un numero intero compreso tra 1 ed n_r-1. Ciascuna sinapsi della rete R2 dello strato S_r può assumere valori reali in un intervallo compreso tra -1 ed 1. La rete comprende, inoltre, una sinapsi aggiuntiva alla quale, in fase di addestramento, può essere associato un valore calcolato sulla base dal segnale elettromiografico o stabilito empiricamente. Nel primo caso,

ad ogni acquisizione, preferibilmente mediante gli elettrodi dry disk posti ad una distanza massima di 5 cm da due lati opposti della lesione esaminata, viene applicato un segnale elettrico conforme alle specifiche descritte precedentemente per evitare rischi di microshock per il paziente. Vengono perciò calcolati il flusso della tensione applicata e la carica della corrente rilevata dagli elettrodi. Attraverso il modello circuitale di equivalenza pelle-memristor viene ricavato il valore di α ed assegnato alla sinapsi se per quell'acquisizione. Nel caso in cui i valori della sinapsi s_e vengano stabiliti empiricamente ed inseriti mediante i mezzi di interfaccia, il nodo s_e può assumere dei valori compresi tra 0 e 10, stabiliti dall'utente con valore crescente al crescere dell'entità dell'infezione e/o dell'infiammazione.

Nel caso in cui i valori del nodo s_e vengano attribuiti in fase di addestramento al valore di α ricavato tramite l'acquisizione del segnale elettrico, è necessario stabilirne preventivamente un valore di base α_0. Esso viene ottenuto mediando i valori di α ottenuti attraverso un numero di acquisizioni di segnale elettrico non inferiore ai nodi s_r che compongono la rete neurale R2 in casi in cui la lesione non presenta né infiammazione, né infezione. Nel caso in cui il valore di s_e venga attribuito in maniera empirica, il valore di base viene impostato a 0.

Una volta stabilito il valore di α_0 con il metodo dell'acquisizione di segnale, è possibile procedere all'addestramento della rete mediante i valori di output operativo provenienti dagli strati della seconda rete neurale R1. Le sinapsi dello strato S_r sono a loro volta tutte collegate ad una sinapsi di somma Ss1 alla quale è collegata anche la sinapsi s_e. Alla prima acquisizione del primo addestramento, tutte le sinapsi $s_{r-1},...,s_{r-q}$ sono

impostate ad un valore pari ad 1 e durante la stessa esse non cambiano di valore. Ad ogni acquisizione per ogni sinapsi viene calcolato il peso come:

$$w_q = (O_q S_{r-q})/N_{r-1},$$

e da esse ne viene calcolato un output computazionale Σ_r che equivale alla somma di tutti i pesi ottenuti. Dalla seconda acquisizione in poi ogni Σ_r ottenuta viene paragonata con la Σ_r ottenuta nell'acquisizione precedente. Stesso confronto viene fatto con l'α ottenuta e quella precedente e con tutti i valori di O ottenuti e quelli precedenti; in quest'ultimo caso, ne viene calcolato l'incremento od il decremento percentuale. I valori delle sinapsi dello strato S_r vengono variati secondo le seguenti regole:

1. se entrambe α e Σr hanno avuto un incremento rispetto all'acquisizione precedente, allora tutte le sinapsi che hanno avuto in ingresso un valore di output operativo non nullo vengono incrementate o decrementate in maniera direttamente proporzionale rispetto a quanto è stato l'incremento od il decremento percentuale rispetto allo stesso output operativo della precedente acquisizione;
2. se α ha avuto un incremento rispetto a quella ottenuta nella precedente acquisizione e Σ_r ha avuto invece un decremento rispetto a quella ottenuta nella precedente acquisizione, o viceversa, allora tutte le sinapsi che hanno avuto in ingresso un valore di output operativo non nullo vengono incrementate o decrementate in maniera inversamente proporzionale rispetto a quanto è stato l'incremento od il decremento percentuale rispetto allo stesso output operativo della precedente acquisizione.

Nel caso in cui i valori della sinapsi s_e venissero assegnati empiricamente (ossia dal dermatologo U), ad ogni nuova acquisizione deve essere assegnato un valore alla

stessa sinapsi proporzionale rispetto all'entità riscontrata dell'infezione e/o dell'infiammazione della lesione. Anche in questo caso, tutte le sinapsi dello strato S_r hanno valore uguale ad 1 all'inizio della fase di addestramento. La metodologia di addestramento e di variazione dei valori delle sinapsi s_r non cambia rispetto al metodo precedente.

L'addestramento della rete R2 può considerarsi conclusa quando sono state fatte almeno un numero di acquisizioni pari al numero di sinapsi presenti nello strato S_r.

Quando la rete R2 è in fase operativa, i valori delle sinapsi dello strato S_r sono quelli ottenuti dalla fase di addestramento precedentemente descritta e non variano durante il funzionamento. In questa fase non viene acquisito il segnale elettrico E mediante l'unità elettromiografica oppure non viene assegnato il valore empirico di α alla sinapsi s_e, ma vengono solo elaborati i dati di output ottenuti dalla rete R1 a fronte delle acquisizioni fatte. Questo è possibile perché il modello del Memristor è assunto essere completamente tarato nel corso della fase operativa e, quindi, non necessita di ulteriori aggiustamenti.

Ad ogni acquisizione, come nella fase di addestramento, i valori i output operativo della seconda rete neurale R1, ad eccezione di quello ottenuto dallo strato S_0 della stessa rete, vengono mandati in ingresso a ciascuna sinapsi dello strato S_r. Anche in questa fase vengono ottenuti i pesi delle sinapsi come:

$$w_q = (O_q S_{r-q})/N_{r-1},$$

e da esse ne viene calcolato un output operativo Σ_{r2} nella sinapsi di relazione s_{s2} alla quale tutte le sinapsi dello strato s_r sono collegate. Il valore Σ_{r2} viene inserito nella relazione:

$$q(t) = M(\alpha, \varphi(t)) = \frac{c_0 D^3}{\Sigma_{r2} R}\left(1 - \left(1 - \frac{2\Sigma_{r2}\varphi(t)}{\tau c_0^2 D^2}\right)^{1/2}\right).$$

I valori di q(t) vengono calcolati mediante un flusso ϕ(t) ottenuto da un segnale simulato di tensione sinusoidale di 40 Volt picco-picco alla frequenza di 1 Hz e ne viene rappresentata la curva ottenuta. In base a detta curva, considerando la sua morfologia è possibile stabilire l'entità dell'infezione o dell'infiammazione della lesione analizzata. A tale scopo, i mezzi di elaborazione 14 possono essere configurati per stabilire l'entità dell'infezione o dell'infiammazione della lesione sulla base del flusso ϕ(t). In alternativa, il flusso ϕ(t) può essere visualizzato sul terminale del dermatologo e/o su mezzi di visualizzazione (come ad esempio un monitor a matrice attiva, degli occhiali tridimensionali, o altro) collegati all'interfaccia video del dispositivo 1.

Alcune delle possibili varianti sono state descritte sopra, ma è chiaro al tecnico del ramo che, nell'attuazione pratica, esistono anche altre forme di realizzazione, con diversi elementi che possono essere sostituiti da altri tecnicamente equivalenti. La presente invenzione non è dunque limitata agli esempi illustrativi descritti, ma è suscettibile di varie modifiche, perfezionamenti, sostituzioni di parti e di elementi equivalenti senza comportare scostamenti dall'idea inventiva di base, come specificato nelle seguenti rivendicazioni.

RIVENDICAZIONI

1. Dispositivo (1) per il monitoraggio di patologie cutanee, comprendente

- mezzi di acquisizione immagini (11) atti ad acquisire immagini mediche di almeno una porzione di cute sulla quale si sta manifestando una patologia cutanea,

caratterizzato dal fatto di comprendere anche

- mezzi sensori (12) atti a rilevare condizioni fisiche di detta porzione di cute e/o condizioni ambientali in cui si trova detta porzione di cute, e a generare dati di patologia che rappresentano dette condizioni fisiche e/o dette condizioni ambientali,
- mezzi di memoria (13) per memorizzare dati in forma digitale,
- mezzi di elaborazione (14) in comunicazione con i mezzi di acquisizione di immagini (11), i mezzi sensori (12) ed i mezzi di memoria (13), dove detti mezzi di elaborazione (14) sono configurati per
  - o leggere i dati di patologia rilevati dai mezzi sensori (12) e le immagini mediche acquisite dai mezzi di acquisizione di immagini (11), e
  - o memorizzare detti dati di patologia e dette immagini mediche in detti mezzi di memoria (13).

2. Dispositivo (1) secondo la rivendicazione 1, in cui i mezzi sensori (12) comprendono uno o più sensori di distanza capaci misurare una distanza tra detta porzione di cute e detto dispositivo (1).

3. Dispositivo (1) secondo le rivendicazioni 1 o 2, in cui i mezzi sensori (12) comprendono un sensore di immagini all'ultravioletto in grado di rilevare luce avente lunghezza d'onda compresa tra i 200 ed i 450 nanometri, ed una o più sorgenti di luce ultravioletta.

4. Dispositivo (1) secondo una qualunque delle rivendicazioni da 1 a 3, in cui i mezzi sensori (12) comprendono un sensore di immagini infrarosse in grado di rilevare luce avente lunghezza d'onda compresa tra i 650 ed i 1200 nanometri, ed una o più sorgenti di luce infrarossa.

5. Dispositivo (1) secondo una qualunque delle rivendicazioni da 1 a 4, in cui i mezzi sensori (12) comprendono un naso elettronico atto a rilevare la presenza di composti volatili emessi da detta almeno una porzione di cute sulla quale si sta manifestando detta patologia cutanea.

6. Dispositivo (1) secondo una qualunque delle rivendicazioni da 1 a 5, in cui i mezzi sensori (12) comprendono uno o più dispositivi di rilevazione termica capaci di rilevare la temperatura superficiale di detta almeno una porzione di cute sulla quale si sta manifestando detta patologia cutanea.

7. Dispositivo (1) secondo una qualunque delle rivendicazioni da 1 a 6, in cui i mezzi sensori (12) comprendono almeno un sensore di umidità capace di rilevare l'umidità di detta porzione di cute sulla quale si sta manifestando detta patologia cutanea.

8. Dispositivo (1) secondo una qualunque delle rivendicazioni da 1 a 7, in cui i mezzi di memoria (13) contengono almeno dati di acquisizione che specificano come le immagini devono essere acquisite da detti mezzi di acquisizione immagini (11) e/o come le condizioni fisiche e/o ambientali devono essere rilevate da detti mezzi sensori (12), e dove i mezzi di acquisizione immagini (11) sono configurati per acquisire immagini mediche sulla base di detti dati di acquisizione e/o i mezzi sensori (12) sono configurati per rilevare le condizioni fisiche di detta porzione di cute e/o le condizioni ambientali, in cui si trova detta porzione di cute, sulla base di detti dati di

acquisizione.

9. Dispositivo (1) secondo una qualunque delle rivendicazioni da 1 a 8, comprendente mezzi di comunicazione per comunicare con un apparato di elaborazione.

10. Dispositivo (1) secondo le rivendicazioni 8 e 9, in cui i mezzi di elaborazione (14) sono configurati per

- ricevere, mediante i mezzi di comunicazione, i dati di acquisizione, e
- memorizzare detti dati di acquisizione nei mezzi di memoria (13).

11. Dispositivo (1) secondo una qualunque delle rivendicazioni da 1 a 10, in cui i mezzi di elaborazione (14) sono configurati per eseguire una prima porzione di codice che implementa una prima rete neurale (RP) addestrata a produrre, sulla base di dette immagini mediche, un dato di tipologia che definisce una tipologia di detta patologia cutanea.

12. Dispositivo (1) secondo una qualunque delle rivendicazioni da 1 a 11, in cui i mezzi di elaborazione (14) sono configurati per eseguire una seconda porzione di codice che implementa una seconda rete neurale (R1) addestrata a produrre, sulla base di detti dati di patologia, dati di stato patologia che definiscono se detta porzione di cute, sulla quale si sta manifestando detta patologia cutanea, è infetta e/o infiammata.

13. Dispositivo (1) secondo una qualunque delle rivendicazioni da 1 a 12, in cui i mezzi sensori (12) comprendono un’unità elettromiografica capace di acquisire un segnale elettromiografico.

14. Dispositivo (1) secondo le rivendicazioni 12 e 13, in cui i mezzi di elaborazione (14) sono configurati per eseguire una terza porzione di codice che implementa una terza rete neurale (R2) addestrata, sulla base di detti dati

di stato patologia e detto segnale elettromiografico (E), a produrre un dato di entità patologica che definisce l'entità dell'infezione e/o dell'infiammazione di detta porzione di cute sulla quale si sta manifestando detta patologia cutanea.

15. Sistema comprendente un dispositivo (1) secondo le rivendicazioni 9 o 10, e detto apparato di elaborazione, dove detto dispositivo (1) è configurato per trasmettere, mediante i mezzi di comunicazione, le immagini mediche a detto apparato di elaborazione, e dove detto apparato di elaborazione è configurato per eseguire una prima porzione di codice che implementa una prima rete neurale (RP) addestrata a produrre, sulla base di dette immagini mediche, un dato di tipologia che definisce la tipologia di detta patologia cutanea.

16. Sistema comprendente un dispositivo (1) secondo le rivendicazioni 9 o 10, e detto apparato di elaborazione, in cui detto dispositivo (1) è configurato per trasmettere, mediante i mezzi di comunicazione, i dati di patologia a detto apparato di elaborazione, e dove detto apparato di elaborazione è configurato per eseguire una seconda porzione di codice che implementa una seconda rete neurale (R1) addestrata a produrre, sulla base di detti dati di patologia, dati di stato patologia che definiscono se detta porzione di cute, sulla quale si sta manifestando detta patologia cutanea, è infetta e/o infiammata.

17. Sistema secondo la rivendicazione 16, in cui i mezzi sensori (12) del dispositivo (1) comprendono un'unità elettromiografica capace di acquisire un segnale elettromiografico, e dove detto apparato di elaborazione è configurato per eseguire una terza porzione di codice che implementa una terza rete neurale (R2) addestrata, sulla base di detti dati di stato patologia e detto segnale elettromiografico (E), a produrre un dato di entità

patologica che definisce l'entità dell'infezione e/o dell'infiammazione di detta porzione di cute sulla quale si sta manifestando detta patologia cutanea.

18. Metodo per il monitoraggio di patologie cutanee, comprendente

- una fase di acquisizione immagini (P1), in cui si acquisiscono, mediante mezzi di acquisizione immagini (11), immagini mediche di almeno una porzione di cute sulla quale si sta manifestando una patologia cutanea,

caratterizzato dal fatto di comprendere anche

- una fase di acquisizione dati fisico-ambientali (P2), in cui si rilevano, mediante mezzi sensori (12), condizioni fisiche di detta porzione di cute e/o condizioni ambientali in cui si trova detta porzione di cute, e si generano dati di patologia che rappresentano dette condizioni fisiche e/o dette condizioni ambientali,
- una fase di memorizzazione (P3), in cui si leggono, mediante mezzi di elaborazione, i dati di patologia rilevati dai mezzi sensori (12) e le immagini mediche acquisite dai mezzi di acquisizione di immagini (11), e si memorizzano detti dati di patologia e dette immagini mediche in mezzi di memoria (13).

19. Metodo secondo la rivendicazione 18, in cui, nel corso della fase di acquisizione immagini (P1) e/o della fase di acquisizione dati fisico-ambientali (P2), si acquisiscono le immagini mediche e/o si rilevano le condizioni fisiche di detta porzione di cute e/o le condizioni ambientali in cui si trova detta porzione di cute sulla base di dati di acquisizione che specificano come le immagini devono essere acquisite da detti mezzi di acquisizione immagini (11) e/o come le condizioni fisiche e/o ambientali devono essere rilevate da detti mezzi sensori (12).

20. Prodotto informatico (computer program product) caricabile nella memoria di un elaboratore elettronico e comprendente porzione di codice software per attuare i passi del procedimento secondo una qualsiasi delle rivendicazioni 18 e 19.

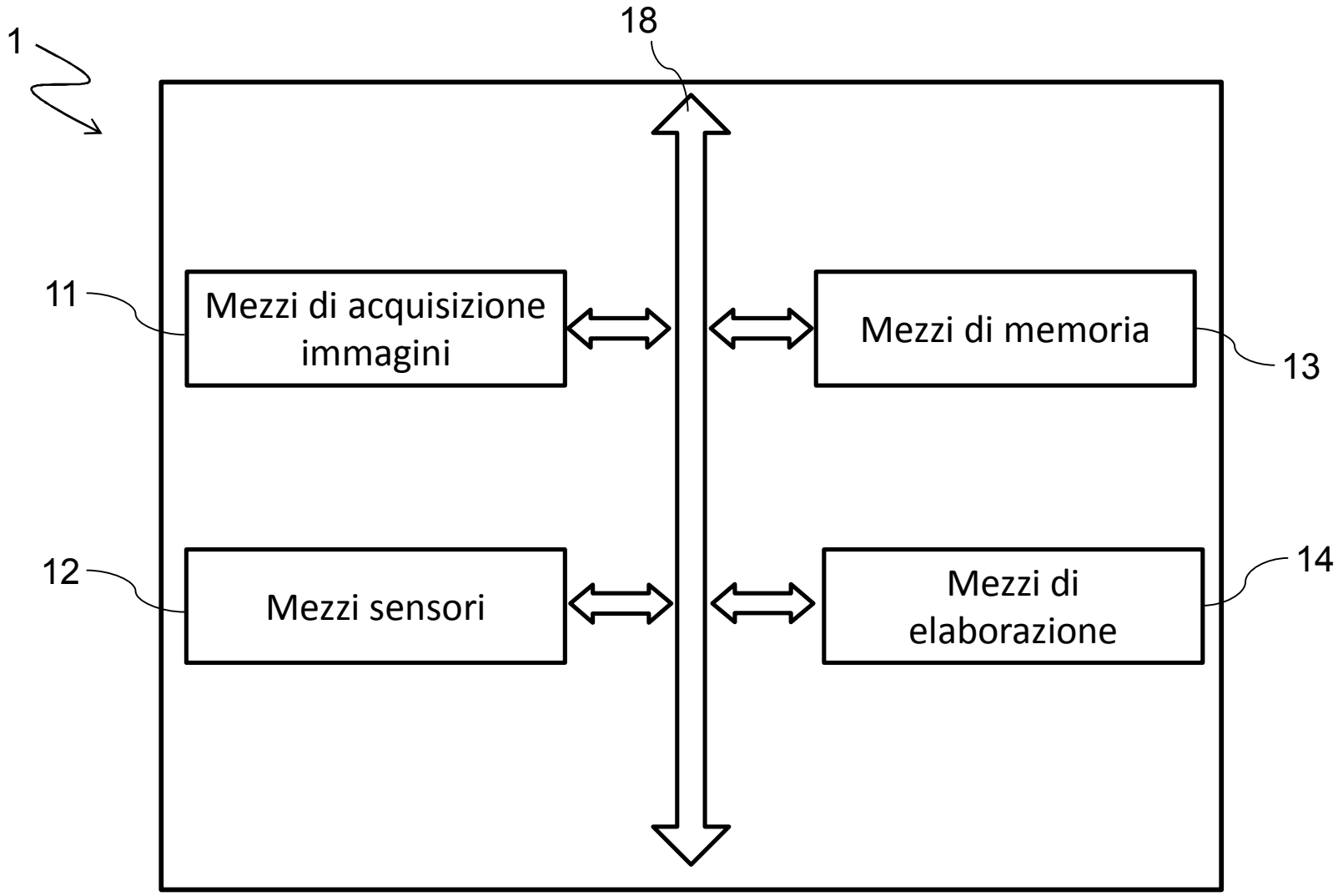
1
18
11
Mezzi di acquisizione immagini
Mezzi di memoria
13
12
Mezzi sensori
Mezzi di elaborazione
14

Fig. 1

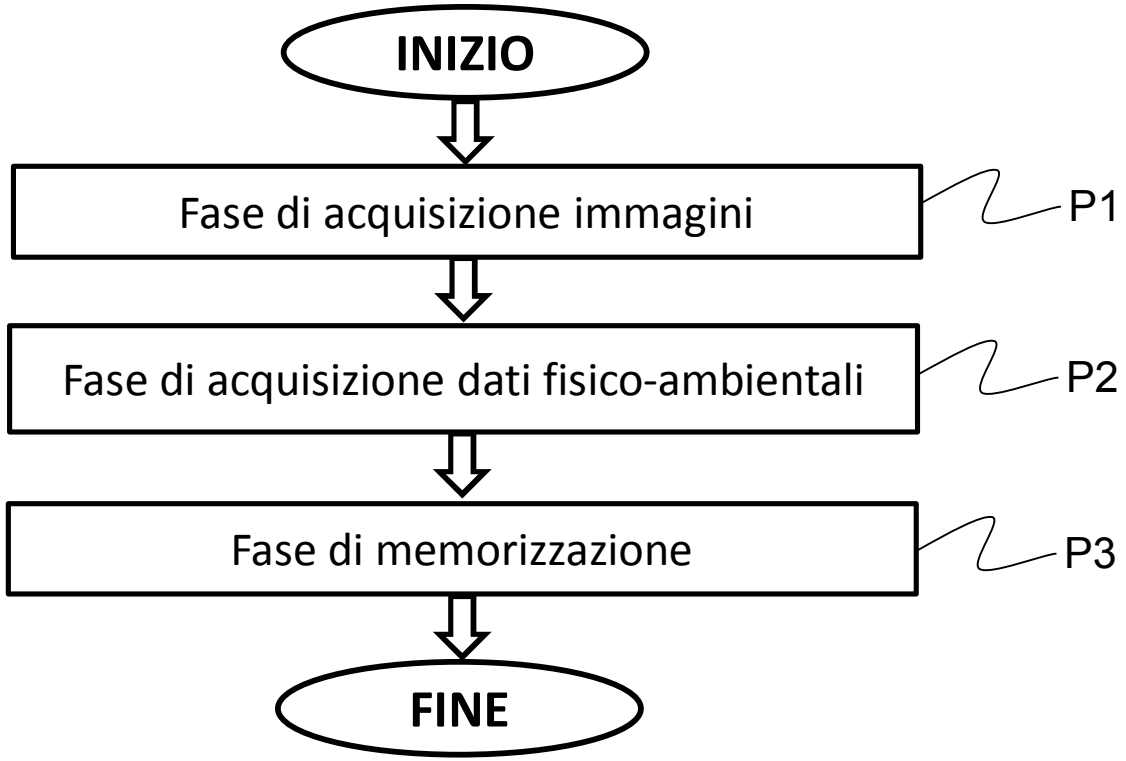
INIZIO
Fase di acquisizione immagini
P1
Fase di acquisizione dati fisico-ambientali
P2
Fase di memorizzazione
P3
FINE

Fig. 2

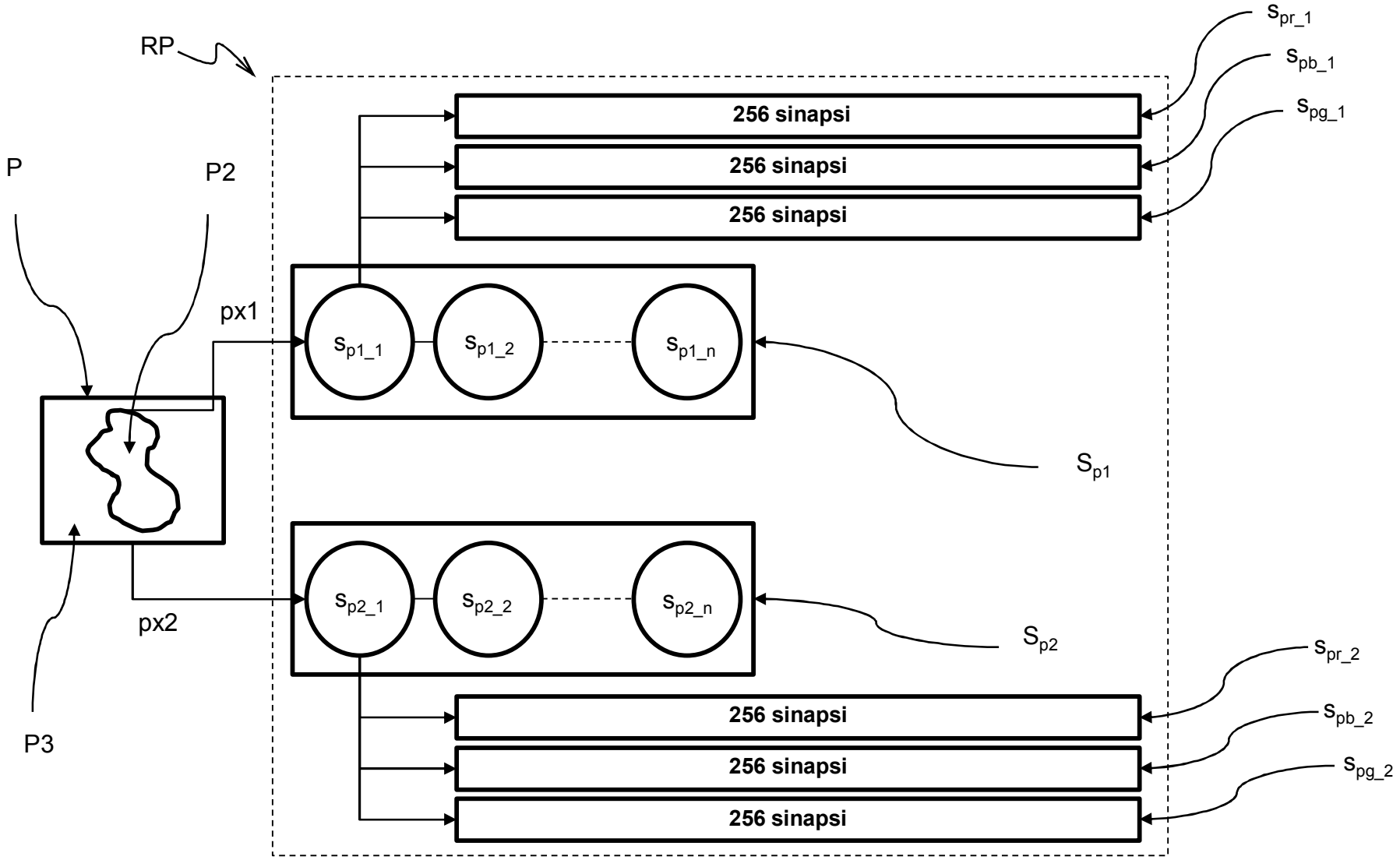
RP
P
P2
P3
px1
px2
256 sinapsi
256 sinapsi
256 sinapsi
s_{p1_1}
s_{p1_2}
s_{p1_n}
S_{p1}
s_{p2_1}
s_{p2_2}
s_{p2_n}
S_{p2}
256 sinapsi
256 sinapsi
256 sinapsi
s_{pr_1}
s_{pb_1}
s_{pg_1}
s_{pr_2}
s_{pb_2}
s_{pg_2}

Fig. 3

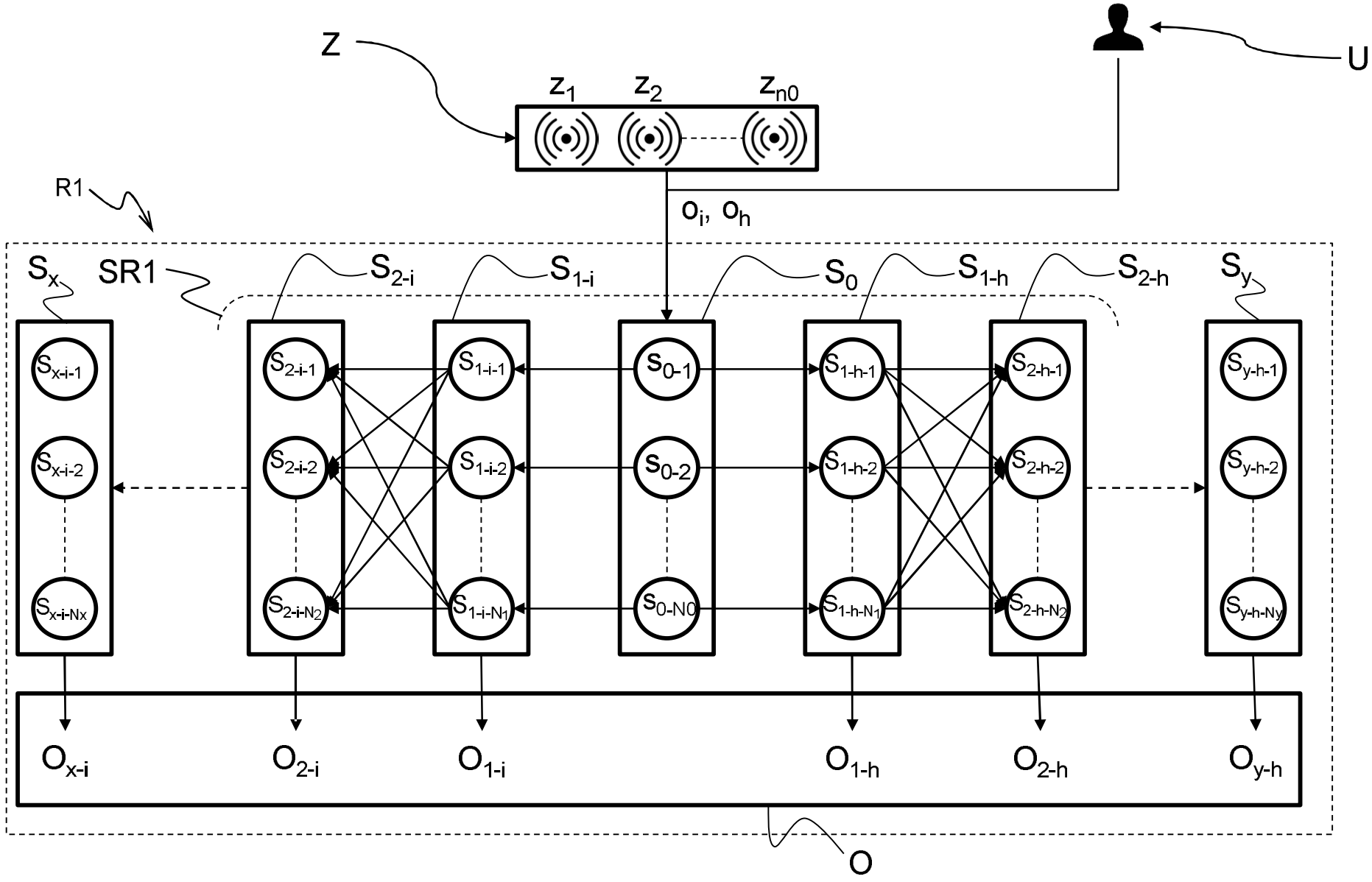
Z
z1
z2
zn0
U
R1
oi, oh
Sx
SR1
S2-i
S1-i
S0
S1-h
S2-h
Sy
Sx-i-1
Sx-i-2
Sx-i-Nx
S2-i-1
S2-i-2
S2-i-N2
S1-i-1
S1-i-2
S1-i-N1
s0-1
s0-2
s0-N0
S1-h-1
S1-h-2
S1-h-N1
S2-h-1
S2-h-2
S2-h-N2
Sy-h-1
Sy-h-2
Sy-h-Ny
Ox-i
O2-i
O1-i
O1-h
O2-h
Oy-h
O

Fig. 4

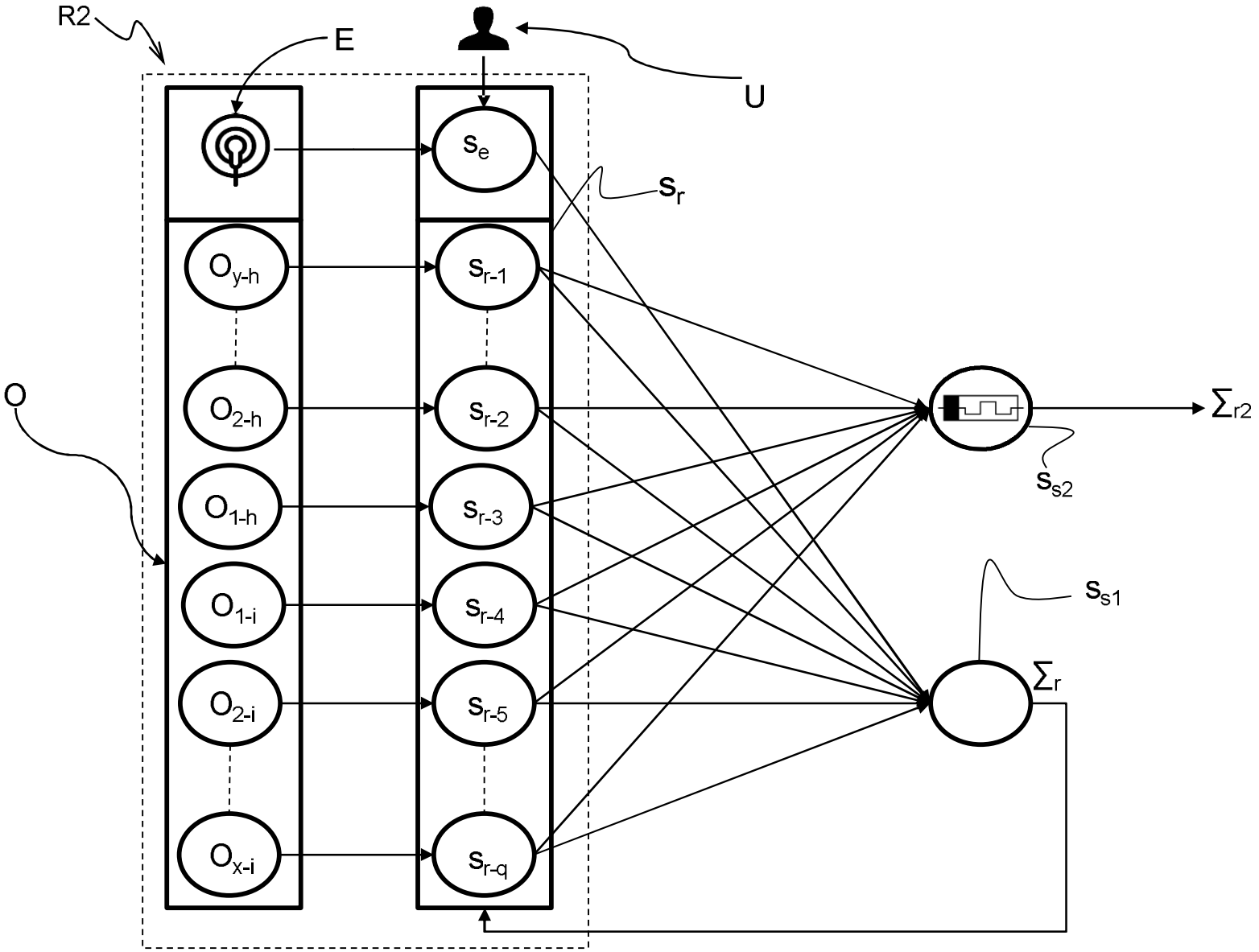
R2
E
U
O
s_e
s_r
O_{y-h}
O_{2-h}
O_{1-h}
O_{1-i}
O_{2-i}
O_{x-i}
s_{r-1}
s_{r-2}
s_{r-3}
s_{r-4}
s_{r-5}
s_{r-q}
$\sum_{r2}$
s_{s2}
s_{s1}
$\sum_r$

Fig. 5