

CAPITOLO 7

Proprietà ottiche dei tessuti

Contenuti:

7.1 Introduzione.....	2
7.2 Impieghi della radiazione elettromagnetica in campo biomedico: cenni.....	3
7.3 Riflettività, assorbività e trasmissività.....	3
7.4 Colore degli oggetti.....	5
7.5 Riflessione.....	5
8.5.1 Scattering.....	6
7.6 Assorbimento.....	7
7.7 Attenuazione.....	7
7.8 Emissione.....	8
7.8.1 Potere emissivo e legge di Kirchhoff.....	8
7.8.2 Corpo Nero.....	9
7.8.3 Emissività e forma equivalente della legge di Kirchhoff.....	9
7.8.4 Potere emissivo del corpo nero: legge di Planck.....	10
7.8.5 Legge dello spostamento di Wien per il corpo nero.....	10
7.8.6 Equazione di Stefan-Boltzmann.....	11
7.8.7 Potere emissivo di corpi reali.....	12
7.8.8 Radianza e legge di Lambert.....	13
7.9 Proprietà ottiche dei tessuti: valori sperimentali.....	16
7.10 Proprietà ottiche dell'acqua.....	18
7.11 Proprietà ottiche del sangue.....	20
8.11.1 Ossimetria e fotopletismografia transcutanee.....	21
7.12 Proprietà ottiche della pelle.....	22
8.12.1 Proprietà in riflessione.....	22
8.12.2 Proprietà in emissione.....	22
8.12.3 Proprietà in assorbimento e trasmissione.....	24
7.13 Struttura dell'occhio e proprietà ottiche dei tessuti oculari.....	25
7.14 Applicazioni.....	26
8.14.1 Imaging e diagnostica mediante spettroscopia ottica dei tessuti.....	26
8.14.2 Finestre ottiche per tecniche diagnostiche e terapeutiche.....	27
8.14.3 Fotocoagulazione Laser.....	27
Riferimenti bibliografici.....	27

7.1 Introduzione

Le proprietà ottiche dei tessuti caratterizzano i fenomeni relativi alle interazioni tra materia biologica e onde elettromagnetiche. Si ha un'onda elettromagnetica quando un campo elettrico ed uno magnetico variano nel tempo e nello spazio (Fig. 8.1).

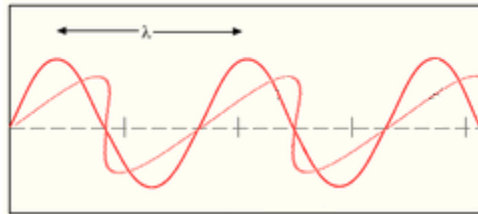


Fig. 8.1. Onda elettromagnetica piana polarizzata linearmente.

Come noto, la *lunghezza d'onda* λ e la *frequenza* ν di un'onda elettromagnetica sono legate dalla relazione seguente:

$$c = \lambda \nu \quad (8.1)$$

dove la costante c (dal latino "celeritas") indica la *velocità della luce*, e più in generale di una qualsiasi onda elettromagnetica, nel vuoto e vale $c=2.998 \times 10^8$ m/s. La frequenza ν è inoltre direttamente legata all'energia E della radiazione elettromagnetica dalla relazione:

$$E = h \nu \quad (8.2)$$

dove $h=6.626 \times 10^{-34}$ Js è la *costante di Planck*.

Ordinando le onde per frequenza (o per lunghezza d'onda) si ottiene lo *spettro elettromagnetico*, suddiviso in *bande* che raggruppano onde con determinate proprietà, come evidenziato in Fig. 8.2. Le frequenze che caratterizzano la luce visibile rientrano in una piccola porzione dell'intero spettro (Fig. 8.2).

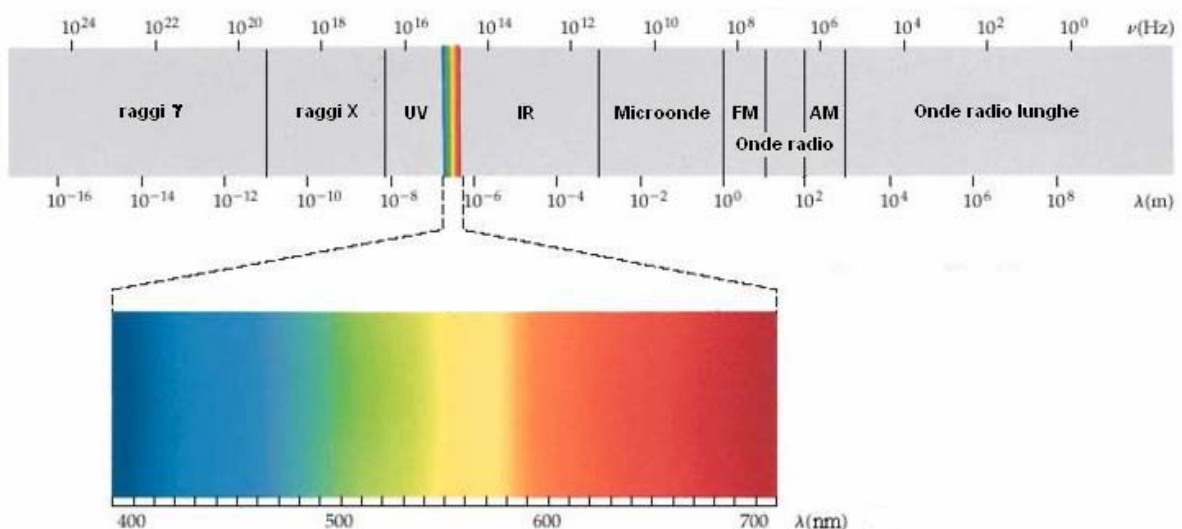


Fig. 8.2. Spettro elettromagnetico nel quale è posto in risalto il range del visibile.

Si definisce tipicamente *banda ottica* la porzione di spettro che copre i seguenti tre gruppi di radiazioni: *ultravioletto, visibile e infrarosso* (Tab. 8.1).

Tab. 7.1. Bande frequenziali corrispondenti all'ultravioletto, al visibile e all'infrarosso.

Banda		λ [nm]	ν [THz]
Ultravioletto	UV-C	100 - 280	2997 - 1067
	UV-B	280 - 320	1067 - 934
	UV-A	320 - 390	934 - 769
Visibile	Violetto	390 - 455	769 - 659
	Blu	455 - 492	659 - 610
	Verde	492 - 577	610 - 520
	Giallo	577 - 597	520 - 503
	Arancio	597 - 622	503 - 482
	Rosso	622 - 760	482 - 384
Infrarosso	IR-A	760 - 1400	384 - 214
	IR-B	1400 - 3000	214 - 100
	IR-C	3000 - 10^6	100 - 3

7.2 Impieghi della radiazione elettromagnetica in campo biomedico: cenni

Le radiazioni elettromagnetiche appartenenti a differenti bande frequenziali trovano diverse tipologie di impieghi in campo biomedico. Si citano di seguito alcuni esempi:

- **Raggi γ :** data la loro alta frequenza, sono le radiazioni più energetiche tra quelle usate in medicina e si prestano per la *sterilizzazione* di strumenti e per scopi *terapeutici*, specialmente in oncologia, dove si usano per bombardare selettivamente tessuti tumorali. Hanno anche impieghi *diagnostici* nel campo della medicina nucleare. Infatti, utilizzando *isotopi radioattivi* è possibile eseguire indagini metaboliche. Ad esempio, a tale scopo si impiegano *γ camere* e *scintillatori* in grado di convertire la radiazione γ in visibile per essere analizzata.
- **Raggi X:** sono usati in diagnostica per ottenere immagini radiografiche, nonché rappresentazioni di sezioni corporee mediante sistemi TAC (Tomografia Assiale Computerizzata).
- **Radiazione ottica:** un uso comune di tale radiazione è quello *analitico* negli *spettrofotometri*. Inoltre, ciascuno dei tre gruppi costituenti la radiazione ottica (ultravioletto, visibile e infrarosso) ha impieghi specifici. L'**ultravioletto** trova applicazioni *terapeutiche*, ad esempio in *Laser medici* o in *trattamenti di precisione*. Nel secondo caso, si usano molecole fotolabili all'UV per trasportare sostanze chimiche (ad esempio farmaci) su piste metaboliche; una volta giunte a destinazione, le molecole sono irraggiate con UV per liberarne il contenuto. L'ultravioletto è inoltre usato per la *sterilizzazione*. Il **visibile** ha costituito una delle fonti principali di informazione per la diagnostica medica fino a pochi decenni fa. Da un'analisi cromatica del corpo umano, ad esempio della pelle (*melanina*), del sangue (*emoglobina*) o dell'*urina*, si possono trarre numerose informazioni. L'**infrarosso** è ampiamente usato sia per fini *diagnostici*, ad esempio nella *termografia ad infrarosso* o nell'*ossimetria ottica*, sia per fini *terapeutici*, ad esempio per la *fotocoagulazione*.
- **Radiazione a radiofrequenza:** tali radiazioni sono utilizzate per fini *terapeutici*, ad esempio per ablazioni a radiofrequenza.

7.3 Riflettività, assorbività e trasmissività

Si consideri una radiazione elettromagnetica incidente su un corpo e si indichi con U la *potenza* (energia radiante per unità di tempo) *per unità di superficie* ($[U]=W/m^2$). Tale grandezza è nota come *irradianza* e spesso viene anche indicata (anche se non del tutto propriamente) come *intensità* I della radiazione. In generale, la radiazione può essere costituita dalla sovrapposizione di un insieme continuo di lunghezze d'onda. Pertanto, si definisce *potenza monocromatica* U_λ la quantità di potenza per unità di superficie e per unità di lunghezza d'onda λ ($[U_\lambda]=W/m^3$):

$$U_\lambda = \frac{dU}{d\lambda} \quad (8.3)$$

La grandezza $dU=U_\lambda d\lambda$ esprime la quantità di potenza per unità di superficie relativa all'intervallo di lunghezze d'onda comprese tra λ e $\lambda+d\lambda$. Conseguentemente, la potenza totale U per unità di superficie è data da:

$$U = \int_0^\infty U_\lambda d\lambda \quad (8.4)$$

Una radiazione con potenza monocromatica U_λ che incide su un corpo si scompone in tre componenti: una parte viene *riflessa* (U_λ^r), una parte *assorbita* (U_λ^a) ed una *trasmessa* (U_λ^t) attraverso il corpo. Per conservazione dell'energia si ha:

$$U_\lambda^r + U_\lambda^a + U_\lambda^t = U_\lambda \quad (8.5)$$

Si definiscono *riflettività*, *assorbività* e *trasmittività* (considerati in questa sede come sinonimi di *riflettanza*, *assorbanza* e *trasmittanza*) *monocromatica* la frazione della potenza incidente ad una data lunghezza d'onda che viene rispettivamente riflessa, assorbita e trasmessa dal mezzo. Indicando tali grandezze (adimensionali) rispettivamente con r_λ , a_λ e t_λ , si ha:

$$r_\lambda = \frac{U_\lambda^r}{U_\lambda} \quad a_\lambda = \frac{U_\lambda^a}{U_\lambda} \quad t_\lambda = \frac{U_\lambda^t}{U_\lambda} \quad (8.6)$$

Quindi, vale la seguente relazione:

$$r_\lambda + a_\lambda + t_\lambda = 1 \quad (8.7)$$

In relazione ai valori di r_λ , a_λ e t_λ differenti tipologie di corpi ideali possono essere facilmente definite nel modo riassunto in Tab. 8.2.

Tab. 8.2. Definizioni di differenti tipologie di corpi ideali.

Corpo	t_λ	r_λ	a_λ
opaco	0	--	--
trasparente	1	0	0
riflettente	0	1	0
nero	0	0	1

La definizione di *corpo nero*, ossia di corpo per il quale non si ha né riflessione, né trasmissione, sarà ulteriormente precisata nelle sezioni successive.

Si definiscono *riflettività*, *assorbività* e *trasmittività totale* i rapporti seguenti:

$$r = \frac{\int_0^\infty U_\lambda^r d\lambda}{\int_0^\infty U_\lambda d\lambda} \quad a = \frac{\int_0^\infty U_\lambda^a d\lambda}{\int_0^\infty U_\lambda d\lambda} \quad t = \frac{\int_0^\infty U_\lambda^t d\lambda}{\int_0^\infty U_\lambda d\lambda} \quad (8.8)$$

Tali coefficienti dipendono sia dalle proprietà superficiali del corpo che da quelle della radiazione incidente. La relazione tra la lunghezza d'onda della radiazione e le dimensioni caratteristiche delle discontinuità della superficie del corpo è di fondamentale importanza. Ciò risulta particolarmente evidente nel caso delle possibili differenti tipologie di riflessione, di seguito descritte.

7.4 Colore degli oggetti

Il colore di un corpo dipende sia da proprietà ottiche del corpo sia dalla percezione fisiologica del colore da parte dell'osservatore. Tralasciando gli aspetti legati alla percezione del colore, da un punto di vista fisico il colore di un oggetto (che non emetta luce propria) dipende sostanzialmente dalle componenti frequenziali della luce incidente sull'oggetto che sono assorbite da esso. In particolare, un corpo esibisce un determinato colore perchè assorbe alcune componenti, mentre ne riflette o ne trasmette altre. Le componenti della luce riflesse o trasmesse sono i cosiddetti *colori complementari* a quelli assorbiti e sono quelle che il nostro cervello interpreta come l'effettivo colore dell'oggetto. Propriamente, si definiscono *complementari* due colori che, mescolati, forniscono il colore bianco o una sfumatura di grigio (Fig. 8.3).

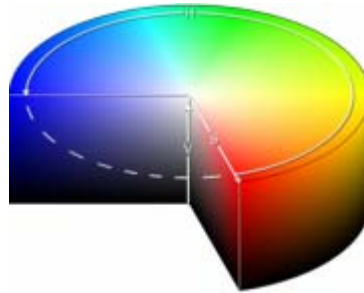


Fig. 8.3. Rappresentazione circolare di colori complementari.

Ad esempio, un corpo appare rosso se assorbe tutte le componenti frequenziali della luce bianca (ossia tutti i colori) tranne il rosso stesso, il quale, invece, viene riflesso. Un oggetto appare bianco o nero se, rispettivamente, riflette o assorbe tutte le lunghezze d'onda della luce incidente.

Si precisa che, naturalmente, alcuni corpi mostrano un determinato colore poichè sono in grado di generare ed emettere luce propria. Può essere questo il caso ad esempio di corpi ad elevata temperatura (incandescenza), o di certe reazioni chimiche (chemioluminescenza), o di corpi che emettono luce in seguito all'assorbimento di componenti con lunghezza d'onda inferiore a quelle emessa (fluorescenza), o di corpi che emettono luce non immediatamente dopo l'assorbimento ma con un certo ritardo, ossia con una certa lentezza di emissione (fosforescenza).

7.5 Riflessione

Esistono differenti tipologie di riflessione: *riflessione speculare*, *riflessione diffusa* (o *scattering*) e *riflessione mista* (Fig. 8.4).

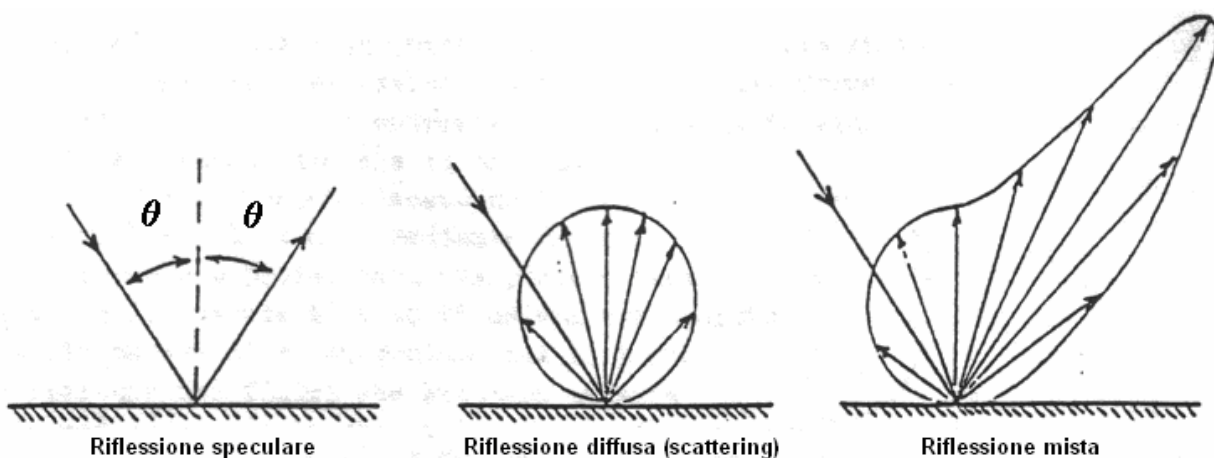


Fig. 8.4. Differenti tipologie di riflessione.

La riflessione speculare si ha se la lunghezza d'onda della radiazione è molto più piccola delle discontinuità della superficie, mentre nel caso opposto si ha una riflessione diffusa. Nel primo caso valgono le leggi dell'ottica geometrica, secondo le quali il raggio riflesso forma con la normale alla superficie un angolo uguale a quello del raggio incidente. Nel secondo caso il raggio viene scomposto e riemesso in più direzioni, indipendentemente dalla sua direzione originale, secondo quello che è definito come il *profilo di scattering* della superficie. Il terzo caso è il più generale, ovvero quello in cui il raggio subisce una combinazione dei due effetti precedenti: la radiazione viene diffusa, ma mantiene una componente principale lungo la direzione speculare.

8.5.1 Scattering

Si definisce *scattering* (o *dispersione diffusiva*) di una radiazione elettromagnetica un processo che non include alcun tipo di assorbimento o emissione, secondo il quale si ha una dispersione della radiazione da parte di oggetti macroscopici o microscopici (come ad esempio pulviscolo o atomi che formano un gas). Si sottolinea che, più in generale, il termine *scattering* contraddistingue in fisica un'ampia classe di fenomeni in cui una o più particelle vengono deflesse (ovvero cambiano traiettoria) per via della collisione con altre particelle. A livello microscopico, il processo di scattering di un'onda elettromagnetica ha origine dall'interazione tra l'onda incidente su di un atomo e la nube elettronica di esso. In particolare, gli elettroni vengono posti in oscillazione in fase con l'onda applicata; il risultato è un oscillatore elettronico in grado di emettere radiazioni in tutte le direzioni.

I corpi che trasmettono la luce possono apparire *traslucidi* o *trasparenti*, a seconda che la luce trasmessa subisca o meno scattering. Un esempio molto comune di scattering della luce è alla base della nostra percezione del colore blu del cielo: la luce (bianca) del sole incide sull'atmosfera terrestre, la quale diffonde con più facilità le frequenze più elevate (ovvero più vicine all'ultravioletto); di conseguenza, mentre si percepisce una luce bianca guardando direttamente nella direzione del sole, la luce blu diffusa sembra provenire da tutte le direzioni. Un altro esempio tipico è il colore bianco del latte o delle nuvole: in questo caso tutte le frequenze vengono diffuse uniformemente e poichè il processo si ripete più volte all'interno del mezzo, la direzione di provenienza della luce non è più riconoscibile; il mezzo assume di conseguenza un colore bianco opaco.

Si definisce *coseno medio di scattering* $\bar{\mu}$ (adimensionale) la seguente grandezza:

$$\bar{\mu} = \int_{-1}^1 S(\theta) \cos(\theta) d(\cos(\theta)) \quad (8.9)$$

in cui $S(\theta)$ è definita *funzione di fase di scattering* ed esprime la distribuzione angolare dello scattering stesso. L'angolo θ indica la direzione di propagazione dell'onda rispetto alla normale alla superficie ($-90^\circ < \theta < 90^\circ$). Si distinguono i casi elencati in Tab. 8.3.

Tab. 8.3. Definizioni di differenti tipologie di scattering.

Scattering	Condizione
in avanti (forward)	$0 < \bar{\mu} \leq 1$
isotropo	$\bar{\mu} = 0$
indietro (back)	$-1 < \bar{\mu} < 0$

A seconda della relazione tra lunghezza d'onda e dimensioni caratteristiche dell'elemento scatteratore della superficie del mezzo si hanno diversi tipi di scattering. I più importanti sono lo *scattering di Rayleigh* e lo *scattering di Mie*. Il primo si ha quando lo scatteratore è molto più piccolo della lunghezza d'onda ed è uno scattering approssimativamente isotropo che varia con la quarta potenza della lunghezza d'onda. Ad esempio, la luce solare che attraversa l'atmosfera subisce tale tipo di scattering, facendo apparire azzurro il cielo. Si ha invece scattering di Mie quando lo scatteratore ha dimensioni molto maggiori della lunghezza d'onda. Lo scattering relativo a strutture aventi dimensione caratteristica comparabile con la lunghezza d'onda della radiazione incidente presenta proprietà intermedie a quelle dello scattering di Rayleigh e di Mie.

7.6 Assorbimento

Un corpo può assorbire l'energia di un'onda elettromagnetica incidente, in quanto essa può indurre variazioni energetiche a livello molecolare o atomico. Ad esempio, l'assorbimento di componenti infrarosse determina un aumento dell'energia cinetica (traslazionale, rotazionale e vibrazionale) delle molecole, con conseguente aumento dell'energia termica del mezzo. L'energia assorbita può essere utilizzata dalle molecole del mezzo per operare transizioni tra livelli energetici differenti. Pertanto, l'assorbimento si verifica in presenza di determinate interazioni tra la radiazione incidente e le molecole. Ne consegue che l'assorbimento risulta fortemente dipendente dalla frequenza dell'onda. In particolare, si ha che ogni sostanza presenta specifici *spettri di assorbimento*. L'assorbimento totale di un campione dipende dal numero di molecole in cui sono indotte transizioni energetiche. Pertanto, gli spettri di assorbimento possono essere impiegati quantitativamente per indagini analitiche sulla composizione di campioni incogniti, mediante l'uso di *spettrofotometri*. È utile sottolineare che una qualsiasi sostanza colorata presenta nel proprio spettro di assorbimento dei picchi (regioni di massimo assorbimento) nel visibile e, in particolare, in corrispondenza della frequenza del colore complementare.

7.7 Attenuazione

Una radiazione elettromagnetica può propagarsi in un mezzo lungo una determinata direzione fintanto che il mezzo è omogeneo, mentre può cambiare direzione quando incontra un mezzo differente oppure quando le proprietà ottiche del mezzo variano nello spazio o nel tempo. Inoltre, durante la sua propagazione all'interno di un mezzo diverso dal vuoto, un'onda elettromagnetica può essere *attenuata*. In particolare, l'intensità I (densità superficiale di potenza radiante, ossia $[I]=W/m^2$) di un'onda ad una distanza x dalla sorgente di intensità I_0 risulta attenuata esponenzialmente secondo la seguente *legge di Lambert-Beer*:

$$I = I_0 e^{-\alpha x} \quad (8.10)$$

in cui il parametro α è detto *coefficiente di attenuazione effettivo* dell'onda nel mezzo. Si definisce *profondità di penetrazione* δ dell'onda nel mezzo la distanza alla quale il flusso radiante I_0 incidente sul mezzo si riduce di un fattore $1/e$, ossia:

$$\delta = \frac{1}{\alpha} \quad (8.11)$$

La propagazione in avanti dell'onda nel mezzo dipende sia dall'assorbimento che dallo scattering. Si definiscono *coefficiente di assorbimento* k_a e *coefficiente di scattering* k_s in un mezzo di una radiazione ad una data lunghezza d'onda la frazione della potenza di essa che viene rispettivamente assorbita e scatterata per unità di lunghezza del mezzo. Pertanto, tali coefficienti hanno le seguenti dimensioni: $[k_a]=[k_s]=m^{-1}$. Il coefficiente di attenuazione effettivo α dipende dai coefficienti di assorbimento e di scattering secondo la seguente relazione [1]:

$$\alpha = \sqrt{\frac{k_a}{D}} \quad (8.12)$$

dove D è definita *costante di diffusione* dell'onda nel mezzo e vale:

$$D = \frac{1}{3(1-\mu)k_s + k_a} \quad (8.13)$$

Poiché i coefficienti k_a e k_s dipendono dalla lunghezza d'onda, ossia dalla frequenza, si ha che da essa dipende anche il coefficiente α . Quindi, anche la profondità di penetrazione δ è funzione della frequenza. In particolare, nel capitolo precedente è riportata una espressione che quantifica tale dipendenza per l'attenuazione del campo elettrico, in relazione alle proprietà elettriche del mezzo.

Si definisce infine *coefficiente di attenuazione totale* k la somma dei coefficienti di assorbimento e di scattering:

$$k = k_a + k_s \quad (8.14)$$

7.8 Emissione

Ogni corpo ad una temperatura superiore a 0 °K irradia energia elettromagnetica in relazione alle sue proprietà fisiche di emissione e al valore della temperatura. Infatti, mentre l'assorbimento di radiazione comporta un aumento dell'energia termica, viceversa, l'agitazione termica degli atomi e delle molecole è responsabile della irradiazione di energia elettromagnetica. In altre parole, la vibrazione delle particelle che compongono un oggetto a livello microscopico determina l'irradiazione di onde elettromagnetiche. In particolare, in modo duale rispetto all'assorbimento, l'emissione di una radiazione può avvenire quando una molecola subisce una transizione da uno stato energetico eccitato ad uno ad energia inferiore. Analogamente all'assorbimento, anche le proprietà emissive di ogni sostanza sono caratterizzate in frequenza da uno specifico spettro, detto *spettro di emissione*. Nella maggior parte dei corpi che ci circondano, le lunghezze d'onda della radiazione emessa sono principalmente infrarosse (calore), sebbene sia presente anche una piccola quantità di componenti emesse nel visibile. Tuttavia, in realtà tale luce non è tipicamente osservabile, tranne che in pochi casi (si consideri ad esempio il caso di un corpo incandescente); il motivo risiede nel fatto che essa possiede un'intensità non sufficientemente elevata. Inoltre, è necessario sottolineare che, in condizioni di equilibrio, un corpo a temperatura costante emette nell'unità di tempo e per unità di superficie tanta radiazione quanta ne assorbe. Tale ragionevole affermazione è dimostrabile secondo quanto descritto nel seguito.

In realtà, il processo di emissione indotto dall'agitazione termica appena descritto non è l'unico possibile. Esistono infatti anche altri due processi di emissione da parte della materia (passando da uno stato eccitato ad uno con energia inferiore): l'*emissione spontanea* e l'*emissione stimolata*. Nel primo caso, le molecole agiscono come oscillatori spontanei che emanano radiazioni. Il fenomeno della *autofluorescenza* caratteristico di alcuni tessuti ne è un esempio. L'emissione stimolata (qui menzionata per completezza) è invece utilizzata in alcuni sistemi artificiali, quali ad esempio il LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation), in cui una distribuzione energetica di non equilibrio è intenzionalmente indotta mediante specifici meccanismi di pompaggio ottico.

7.8.1 Potere emissivo e legge di Kirchhoff

Si definisce *potere emissivo totale* E la potenza raggiante (energia per unità di tempo) emessa sull'intero spettro da un corpo per unità di superficie ($[E]=W/m^2$). Si definisce *potere emissivo monocromatico* E_λ la potenza raggiante emessa da un corpo per unità di superficie e per unità di lunghezza d'onda λ ($[E_\lambda]=W/m^3$):

$$E_\lambda = \frac{dE}{d\lambda} \quad (8.15)$$

La grandezza $dE=E_\lambda d\lambda$ esprime la potenza emessa dal corpo per unità di superficie nell'intervallo di lunghezze d'onda comprese tra λ e $\lambda+d\lambda$. Conseguentemente, il potere emissivo totale E è dato da:

$$E = \int_0^\infty E_\lambda d\lambda \quad (8.16)$$

Risulta particolarmente interessante porre in relazione le proprietà emissive di un corpo con quelle di assorbimento. A tale riguardo, si consideri che sia il potere emissivo monocromatico E_λ sia l'assorbività a_λ dipendono in generale dalla natura del corpo, dallo stato della sua superficie e dalla temperatura. Sussiste tuttavia la seguente *legge di Kirchhoff*: il rapporto tra il potere emissivo e l'assorbività di un corpo è indipendente dalla natura del corpo ed è funzione soltanto della lunghezza d'onda e della temperatura:

$$\frac{E_\lambda}{a_\lambda} = F(\lambda, T) \quad (8.17)$$

Pertanto, la funzione $F(\lambda, T)$ è la stessa per tutti i corpi. L'espressione di tale funzione e le implicazioni di tale legge fondamentale sono di seguito riportate.

7.8.2 Corpo Nero

Si definisce *corpo nero* un corpo ideale che assorbe tutta la radiazione incidente su di esso, indipendentemente dai valori di frequenza da essa posseduti; nessuna componente frequenziale è riflessa o trasmessa. Pertanto, per un corpo nero si ha: $r_\lambda=0$, $a_\lambda=1$ e $t_\lambda=0$. La denominazione di tale tipo di corpo deriva dal fatto che, in virtù delle sue proprietà, nel range del visibile il corpo appare nero. Dalla definizione di corpo nero si evince che esso è anche in grado di emettere energia ad una qualsiasi lunghezza d'onda (in quanto in grado di assorbirla). Pertanto, il corpo nero può essere anche definito come quel corpo che presenta la massima assorbività ed il massimo potere emissivo.

Indicando con $E_{O\lambda}$ il *potere emissivo monocromatico del corpo nero*, dalla Eq. (8.17) si ha:

$$E_{O\lambda} = E_o(\lambda, T) = F(\lambda, T) \quad (8.18)$$

Secondo l'Eq. (8.18), la *legge di Kirchhoff* può riscriversi in generale per un qualsiasi corpo nella forma:

$$\frac{E_\lambda}{a_\lambda} = E_o(\lambda, T) \quad (8.19)$$

Una possibile realizzazione sperimentale di un corpo che simuli, con buona approssimazione, le caratteristiche di un corpo nero è data da un piccolo foro che immette in una grande cavità (Fig. 8.5).

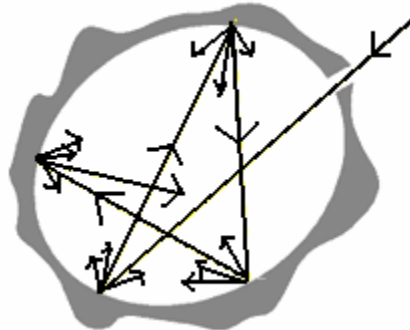


Fig. 8.5. Cavità che simula un corpo nero.

Infatti, in tal caso si ha che tutta la luce che entra nel foro dovrebbe essere riflessa dalle pareti della cavità un grande numero di volte prima di essere in grado di fuoriuscire; tuttavia, è altamente più probabile che, durante questo processo, in realtà la luce sia assorbita dalle pareti, a prescindere dal materiale di cui esse sono costituite o dalla lunghezza d'onda della radiazione (nei limiti in cui essa sia inferiore alla dimensione del foro). Il foro, dunque, è una buona approssimazione reale di un corpo nero ideale. Ciò vale non soltanto in assorbimento ma anche in emissione. Se infatti la cavità è riscaldata, lo spettro della radiazione che fuoriesce del foro risulta continuo e indipendente dal materiale della cavità.

7.8.3 Emissività e forma equivalente della legge di Kirchhoff

Si definisce *emissività monocromatica* ε_λ di un corpo il rapporto tra il potere emissivo monocromatico del corpo e quello di un corpo nero che si trovi nelle medesime condizioni, ossia:

$$\varepsilon_\lambda = \frac{E_\lambda}{E_{O\lambda}} \quad (8.20)$$

Pertanto, per il corpo nero vale $\varepsilon_\lambda=1$, mentre per un corpo reale si ha $\varepsilon_\lambda<1$.

Si definisce *emissività totale* ε di un corpo il rapporto tra il potere emissivo totale del corpo e quello di un corpo nero che si trovi nelle medesime condizioni, ossia:

$$\varepsilon = \frac{E}{E_o} \quad (8.21)$$

Dalle Eq. (8.19) e (8.20) si ricava la seguente forma equivalente della *legge di Kirchhoff*:

$$\varepsilon_\lambda = a_\lambda \quad (8.22)$$

Secondo tale relazione fondamentale, un corpo qualsiasi ad una temperatura T presenta per una lunghezza d'onda λ una emissività uguale all'assorbività che il corpo, alla stessa temperatura, presenta per radiazione incidente alla stessa lunghezza d'onda.

7.8.4 Potere emissivo del corpo nero: legge di Planck

Il potere emissivo monocromatico $E_{o\lambda}$ del corpo nero ad una data temperatura T , ossia l'energia emessa, ad una data lunghezza d'onda λ , dal corpo nell'unità di tempo e per unità di superficie è espresso dalla *legge di Planck*:

$$E_{o\lambda} = \frac{c_1}{\lambda^5 \left[e^{\frac{c_2}{\lambda T}} - 1 \right]} \quad (8.23)$$

dove $c_1=2\pi^5 c^2 h^6/15 = 3.74 \times 10^{-16} \text{ Wm}^2$ e $c_2=ch/K_B=14390 \text{ } \mu\text{m} \cdot \text{K}$. La Fig. 8.6 rappresenta l'andamento qualitativo di tale funzione per temperature differenti.

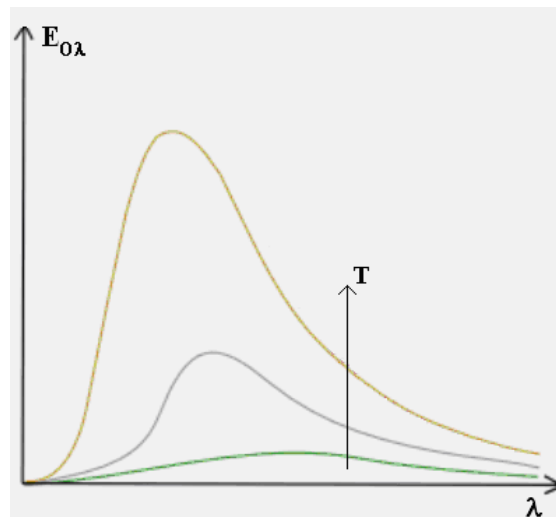


Fig. 8.6. Andamento qualitativo del potere emissivo del corpo nero in funzione della lunghezza d'onda della radiazione emessa e al variare della temperatura del corpo stesso.

7.8.5 Legge dello spostamento di Wien per il corpo nero

La Fig. 8.6 mostra che, per ogni valore fissato della temperatura, la curva che descrive l'andamento del potere emissivo del corpo nero in funzione della lunghezza d'onda di emissione presenta un punto di massimo. Inoltre, tale punto di massimo si sposta con la temperatura. Al fine di determinare il valore della

lunghezza d'onda λ_{max} corrispondente al massimo dell'emissione, è pertanto necessario imporre che la derivata rispetto a λ del potere emissivo monocromatico sia nulla:

$$\frac{\partial E_{o\lambda}(\lambda, T)}{\partial \lambda} = 0 \quad (8.24)$$

Posto, per semplicità, $x=c_2/\lambda T$ l'Eq. (8.23) diviene:

$$E_{ox}(x, T) = c_1 \left(\frac{T}{c_2} \right)^5 \frac{x^5}{e^x - 1} \quad (8.25)$$

e quindi dall'Eq. (8.24) si ha:

$$\frac{\partial E_{ox}(x, T)}{\partial x} = c_1 \left(\frac{T}{c_2} \right)^5 \frac{5x^4(e^x - 1) - e^x x^5}{(e^x - 1)^2} = 0 \quad (8.26)$$

la cui soluzione si ricava per via numerica e vale $x=4.96511$. Quindi si ha:

$$\frac{c_2}{\lambda_{max} T} = 4.96511 \quad (8.27)$$

ossia, si ottiene la seguente *legge dello spostamento di Wien*:

$$\lambda_{max} T = 2898 \mu m^\circ K \quad (8.28)$$

Tale legge quantifica lo spostamento, al variare della temperatura, della lunghezza d'onda λ_{max} alla quale il corpo nero presenta emissione massima. Da essa si ricava che per temperature superiori a 500 °C la radiazione emessa ha una forte componente nella banda del visibile, mentre a temperature inferiori prevale la radiazione infrarossa per cui l'energia può essere percepita sotto forma di calore.

7.8.6 Equazione di Stefan-Boltzmann

Dalla legge di Planck si può esprimere il potere emissivo totale del corpo nero integrando sull'intero spettro il potere emissivo monocromatico:

$$E_o(T) = \int_0^\infty E_{o\lambda}(\lambda, T) d\lambda = \int_0^\infty \frac{c_1}{\lambda^5 \left(e^{\frac{c_2}{\lambda T}} - 1 \right)} d\lambda \quad (8.29)$$

Ponendo per semplicità $x=c_2/\lambda T$ si ha $d\lambda = -(c_2/x^2 T) dx$ e quindi:

$$E_o(T) = c_1 \left(\frac{T}{c_2} \right)^4 \int_0^\infty \frac{x^3}{e^x - 1} dx \quad (8.30)$$

Considerando che:

$$\int_0^\infty \frac{x^3}{e^x - 1} dx = \frac{\pi^4}{15} = 6.494 \quad (8.31)$$

si ottiene la seguente *equazione di Stefan-Boltzmann*:

$$E_o(T) = \sigma T^4 \quad (8.32)$$

dove σ è chiamata *costante di Stefan-Boltzmann* (o anche semplicemente *costante di Stefan*) e vale:

$$\sigma = \frac{c_1}{c_2^4} \frac{\pi^4}{15} = 5.67 \times 10^{-8} \frac{W}{\text{K}^4 \text{m}^2} \quad (8.33)$$

Naturalmente, dalla Eq. (8.21) si ha che per un corpo reale vale:

$$E(T) = \varepsilon E_o(T) = \varepsilon \sigma T^4 \quad (8.34)$$

7.8.7 Potere emissivo di corpi reali

Gli oggetti reali non si comportano mai come corpi neri ideali, e pertanto la radiazione emessa ad una data frequenza è una frazione dell'emissione ideale. Il valore dell'emissività monocromatica di un corpo reale quantifica l'abilità del corpo di irradiare energia in confronto ad un corpo nero (Eq. (8.20)). Tale emissività dipende da vari fattori, quali la temperatura, l'angolo di emissione e la lunghezza d'onda. Le deviazioni di un corpo reale rispetto al comportamento del corpo nero ideale sono determinate sia dalla struttura geometrica che dalla composizione chimica. Inoltre, come sopra descritto, vale la legge di Kirchhoff: l'emissività è pari all'assorbività; pertanto, un corpo reale, che non assorbe tutta la radiazione incidente, emetterà anche una minore quantità di radiazione rispetto al corpo nero. In particolare, per le Eq. (8.20) e (8.22) si ha:

$$E_\lambda = \varepsilon_\lambda E_o(\lambda, T) = a_\lambda E_o(\lambda, T) \quad (8.35)$$

Da cui, essendo $\varepsilon_\lambda = a_\lambda < 1$, risulta $E_\lambda < E_o(\lambda, T)$, ossia il potere emissivo monocromatico di un corpo reale è inferiore a quello del corpo nero alla stessa temperatura (Fig. 8.7). Il potere emissivo totale si ottiene integrando l'Eq. (8.35):

$$E(T) = \int_0^\infty a_\lambda E_o(\lambda, T) d\lambda \quad (8.36)$$

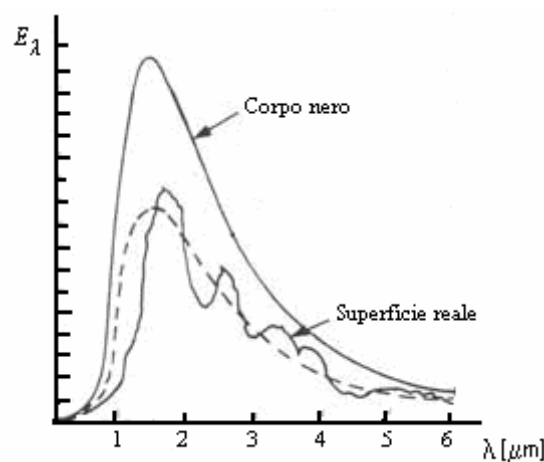


Fig. 8.7. Andamento qualitativo della funzione $E_\lambda(\lambda)$ per il corpo nero e per un generico corpo reale.

7.8.8 Radianza e legge di Lambert

Il corpo nero emette in maniera isotropa nello spazio. Ciò non vale per i corpi reali. Il profilo di emissione di un corpo reale si ricava nel modo di seguito descritto.

Si indichi con dW' la potenza raggiante emessa sull'intero spettro da una superficie dS attorno ad un punto P del corpo nell'angolo solido $d\omega$, il cui asse sia inclinato di un angolo θ rispetto alla normale alla superficie emittente dS , come rappresentato in Fig. 8.8.

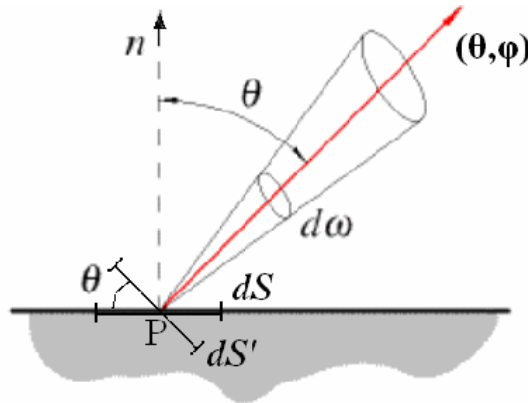


Fig. 8.8. Schematizzazione della situazione in esame.

Si definisce *radianza* (o *intensità angolare*) $B(\theta, \varphi)$ nel punto P la potenza raggiante dW' emessa dalla superficie in una data direzione (θ, φ) per unità di angolo solido $d\omega$ e di area dS' proiettata ortogonalmente alla direzione di emissione stessa, ossia:

$$B(\theta, \varphi) = \frac{dW'}{dS' d\omega} = \frac{dW'}{\cos \theta dS d\omega} \quad (8.37)$$

Si osservi che la radianza ha pertanto le seguenti dimensioni: $[B(\theta, \varphi)] = W/m^2 \text{sterad}$ (con sterad = stereoradiani). Si può inoltre introdurre una *radianza monocromatica* $B_\lambda(\theta, \varphi)$ (avente dimensioni $[B_\lambda(\theta, \varphi)] = W/m^3 \text{sterad}$) definita dalla seguente relazione:

$$B(\theta, \varphi) = \int_0^\infty B_\lambda(\theta, \varphi) d\lambda \quad (8.38)$$

La potenza totale dW emessa dalla superficie dS si ottiene integrando l'Eq. (8.37) sull'intera semisfera:

$$dW = dS \int_{2\pi} B(\theta, \varphi) \cos \theta d\omega \quad (8.39)$$

Ne consegue che da cui il potere emissivo totale può essere ottenuto mediante la seguente relazione:

$$E = \frac{dW}{dS} = \int_{2\pi} B(\theta, \varphi) \cos \theta d\omega \quad (8.40)$$

La radianza dipende in generale dal punto P della superficie emittente e dalla direzione (θ, φ) . Per superfici reali tipicamente B varia scarsamente con φ , mentre può variare apprezzabilmente con θ . A tale riguardo si distinguono le seguenti categorie di superfici:

1. *Superfici Lambertiane*: si definiscono tali le superfici che seguono la seguente *legge di Lambert* (o *legge del coseno di Lambert*): la potenza raggiante dW' emessa sull'intero spettro da una superficie Lambertiana per unità di angolo solido $d\omega$ e per unità di superficie dS è direttamente proporzionale a

$\cos\theta$, ossia al coseno dell'angolo di emissione rispetto alla normale alla superficie. Ciò equivale a dire che la radianza emessa da una superficie Lambertiana è costante al variare dell'angolo θ (radiazione diffusa o isotropa):

$$B(\theta, \varphi) = B = \text{costante} \Leftrightarrow \frac{dW'}{dSd\omega} = B \cos \theta \quad (8.41)$$

2. *Superfici elettricamente conduttrici*: in generale i buoni conduttori elettrici come i metalli presentano in direzione normale alla superficie un basso valore della radianza, che invece cresce progressivamente all'aumentare di θ ;
3. *Superfici elettricamente non conduttrici*: per i non conduttori (isolanti) si ha tipicamente un comportamento opposto a quello dei conduttori: la radianza è massima in direzione normale alla superficie, mentre decresce all'aumentare di θ . Ad esempio, una sfera incandescente metallica appare più luminosa ai bordi che sul centro, mentre una sfera isolante appare più luminosa al centro che ai bordi.

La Fig. 8.9 riassume le tre differenti situazioni sopra elencate, riportando diagrammi polari della radianza per superfici lambertiane, non conduttrici e conduttrici.

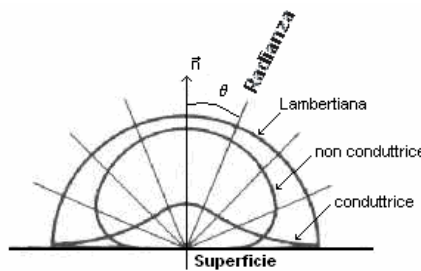


Fig. 8.9. Diagrammi polari qualitativi della radianza emessa da differenti tipologie di superfici.

Nel caso particolare di superficie Lambertiana, ossia nell'ipotesi di radiazione isotropa, dall'Eq. (8.39) si ha:

$$E = B \int_{2\pi} \cos \theta d\omega = \pi B \quad (8.42)$$

Quindi, per una superficie Lambertiana il potere emissivo totale è π volte la radianza. Ne consegue che, in particolare, per il corpo nero per l'Eq. (8.37) si ha:

$$dW' = \frac{1}{\pi} E_0(T) \cos \theta dS d\omega \quad (8.43)$$

NOTE:

Dimostrazione della seguente uguaglianza:

$$\int_{2\pi} \cos \theta d\omega = \pi \quad (8.44)$$

Con riferimento alla Fig. 8.10 si ha: $dS = r d\theta r \sin \theta d\varphi = r^2 \sin \theta d\theta d\varphi$. Poiché dalla definizione di angolo solido vale $d\omega = dS/r^2 = \sin \theta d\theta d\varphi$, si ottiene:

$$\int_{2\pi} \cos \theta d\omega = \int_0^{2\pi} d\varphi \int_0^{\pi/2} \cos \theta \sin \theta d\theta = 2\pi \int_0^{\pi/2} \sin \theta d \sin \theta = 2\pi \left[\frac{1}{2} \sin^2 \theta \right]_0^{\pi/2} = \pi \quad (\text{c.v.d.}) \quad (8.45)$$

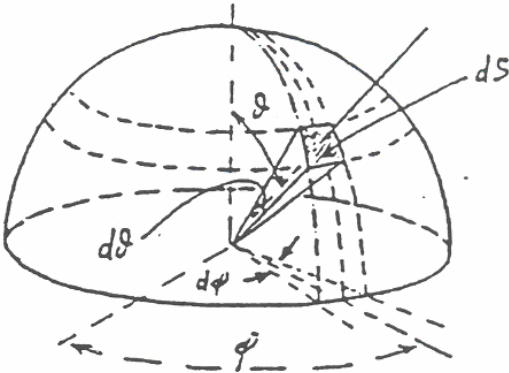


Fig. 8.10. Porzione di superficie semisferica e relativo angolo solido.

7.9 Proprietà ottiche dei tessuti: valori sperimentali

Le tabelle seguenti riassumono, per diversi tessuti umani e animali, risultati di misure sperimentali relative a differenti grandezze ottiche definite nelle sezioni precedenti.

Tab. 8.4. Coefficiente di attenuazione effettivo α (da [1]).

Tessuto	λ [nm]	α [mm ⁻¹]
Cervello felino <i>in-vivo</i>	630	0.44-0.98
Cervello suino <i>in-vivo</i>	630	0.37-0.45
Cervello umano neonato <i>in-vitro</i>	488	0.59-0.77
Cervello umano neonato <i>in-vitro</i>	514	0.59-0.91
Cervello umano neonato <i>in-vitro</i>	660	0.19-0.27
Cervello umano neonato <i>in-vitro</i>	1060	0.11-0.14
Cervello umano adulto <i>in-vitro</i>	488	1.4-2.5
Cervello umano adulto <i>in-vitro</i>	514	1.7-2.5
Cervello umano adulto <i>in-vitro</i>	660	0.59-0.83
Cervello umano adulto <i>in-vitro</i>	1060	0.23-0.34
Cervello umano adulto <i>in-vivo</i>	630	0.2-0.34
Fegato bovino <i>in-vitro</i>	633	1.07
Fegato canino <i>in-vivo</i>	488-516	5.0
Fegato canino <i>in-vivo</i>	1060	1.25
Fegato canino <i>in-vivo</i>	10600	20
Fegato suino <i>in-vitro</i>	400	5.0
Fegato suino <i>in-vitro</i>	630	0.50
Fegato suino <i>in-vitro</i>	633	1.30
Fegato suino <i>in-vitro</i>	800	0.34
Fegato suino <i>in-vitro</i>	1000	0.42
Fegato umano <i>in-vitro</i>	400	5.0
Fegato umano <i>in-vitro</i>	630	1.1
Fegato umano <i>in-vitro</i>	800	1.05
Fegato umano <i>in-vitro</i>	1000	2.0
Muscolo cardiaco bovino <i>in-vitro</i>	600	2.1
Muscolo cardiaco bovino <i>in-vitro</i>	630	1.02
Muscolo cardiaco bovino <i>in-vitro</i>	700	0.69
Muscolo cardiaco bovino <i>in-vitro</i>	800	0.50
Muscolo cardiaco bovino <i>in-vitro</i>	900	0.48
Muscolo cardiaco bovino <i>in-vitro</i>	1000	0.52
Muscolo cardiaco bovino <i>in-vitro</i>	1100	0.37
Muscolo scheletrico bovino <i>in-vitro</i>	300	0.95
Muscolo scheletrico bovino <i>in-vitro</i>	514	0.20-0.25
Muscolo scheletrico bovino <i>in-vitro</i>	630	0.73
Muscolo scheletrico bovino <i>in-vitro</i>	633	0.56
Muscolo scheletrico bovino <i>in-vitro</i>	700	0.37
Muscolo scheletrico bovino <i>in-vitro</i>	800	0.30
Muscolo scheletrico bovino <i>in-vitro</i>	900	0.33
Muscolo scheletrico bovino <i>in-vitro</i>	1000	0.39
Muscolo scheletrico bovino <i>in-vitro</i>	1100	0.31

Tessuto	λ [nm]	α [mm ⁻¹]
Pelle umana bianca <i>in-vitro</i>	1230	1.01±0.31
Pelle umana bianca <i>in-vitro</i>	2200	2.69±0.86
Pelle umana nera <i>in-vitro</i>	950	1.12±0.34
Pelle umana nera <i>in-vitro</i>	1230	0.92±0.19
Pelle umana nera <i>in-vitro</i>	1680	1.34±0.28
Pelle umana nera <i>in-vitro</i>	2200	3.26±0.47
Polmone rilassato umano	633	1.1
Rene bovino <i>in-vitro</i>	633	0.92
Rene suino <i>in-vitro</i>	400	6.7
Rene suino <i>in-vitro</i>	630	0.48
Rene suino <i>in-vitro</i>	800	0.37
Rene suino <i>in-vitro</i>	1000	0.53
Rene umano <i>in-vitro</i>	400	1.4
Rene umano <i>in-vitro</i>	630	0.40
Rene umano <i>in-vitro</i>	800	0.37
Rene umano <i>in-vitro</i>	1000	0.63
Seno umano <i>in-vitro</i>	700	0.258
Seno umano <i>in-vitro</i>	800	0.218
Seno umano <i>in-vitro</i>	900	0.220
Seno umano <i>in-vitro</i>	1000	0.258
Seno umano <i>in-vitro</i>	1050	0.261
Stomaco canino <i>in-vivo</i>	488-516	2.8
Stomaco canino <i>in-vivo</i>	1060	0.57
Tessuto grasso bovino <i>in-vitro</i>	630	0.42
Tessuto grasso bovino <i>in-vitro</i>	633	0.34
Unghia umana <i>in-vitro</i>	300	6.5±1.2
Unghia umana <i>in-vitro</i>	310	6.8±1.5
Unghia umana <i>in-vitro</i>	350	4.1±0.6
Unghia umana <i>in-vitro</i>	400	2.2±0.24
Unghia umana <i>in-vitro</i>	500	1.2±0.12
Unghia umana <i>in-vitro</i>	600	0.8±0.05

Tab. 8.5. Coefficienti di assorbimento k_a , di scattering k_s , di attenuazione totale k e coseno medio di scattering $\bar{\mu}$ (da [1]).

Tessuto	λ [nm]	k_a [mm ⁻¹]	k_s [mm ⁻¹]	k [mm ⁻¹]	$\bar{\mu}$
Cervello suino	630			83	
Cervello suino	633			68.7±9.7	0.940±0.029
Dente (smalto) bovino	220	3.3	41	44.3	
Dente (smalto) bovino	300	2	29	31	
Dente (smalto) bovino	400	0.14	11.6	11.74	
Dente (smalto) bovino	550	0.07	4	4.07	
Dente (smalto) bovino	700	0.07	~0	~0.07	
Dente (smalto) umano	220	1.19	38	39.19	
Dente (smalto) umano	300	0.72	23	23.72	
Dente (smalto) umano	400	0.09	9.3	9.39	
Dente (smalto) umano	550	0.07	4	4.07	
Dente (smalto) umano	700	0.07	1.2	1.27	
Fegato umano	630	0.32	41.4	41.72	~0.95
Grasso suino	633			37.6±6.9	0.771±0.063
Muscolo scheletrico bovino	633			32.8±3.7	0.954±0.016
Muscolo scheletrico suino	633	0.1	4	4.1	0.97
Pelle umana (derma) (85% acqua)	633	0.27	18.7	19	0.82
Pelle umana (epidermide) bianca	270	70	15	85	
Pelle umana (epidermide) bianca	400	6	5	11	
Pelle umana (epidermide) bianca	600	2.5	2.5	5	
Pelle umana (epidermide) nera	270	122	35	157	
Pelle umana (epidermide) nera	400	48	9.5	57.5	
Pelle umana (epidermide) nera	600	24	7	31	
Pelle umana (epidermide) <i>in-vivo</i>	248			110	
Pelle umana (epidermide) <i>in-vivo</i>	265			126	
Pelle umana (epidermide) <i>in-vivo</i>	280			120	
Pelle umana (epidermide) <i>in-vivo</i>	302			42.3	
Pelle umana (epidermide) <i>in-vivo</i>	365			23.9	
Pelle umana (epidermide) <i>in-vivo</i>	546			10.5	
Pelle umana (strato corneo) <i>in-vivo</i>	248			86.6	
Pelle umana (strato corneo) <i>in-vivo</i>	265			114	
Pelle umana (strato corneo) <i>in-vivo</i>	280			126	
Pelle umana (strato corneo) <i>in-vivo</i>	302			56.4	
Pelle umana (strato corneo) <i>in-vivo</i>	365			22.4	
Pelle umana (strato corneo) <i>in-vivo</i>	546			11.6	
Polmone umano	630	0.84	35.9	36.74	~0.95
Sangue (0.4% H)	633			2.9	0.974
Sangue (45% H)	660		167		0.995
Sangue (45% H)	820		125		0.994
Seno umano	630	0.02	39.4	39.42	~0.95
Seno umano	950	0.067			
Seno umano	700-1200			7-40	
Utero umano	633	0.05	40.2	40.25	~0.95
Vescica canina	633	0.11	4.4	4.51	0.92
Vescica umana	633	0.14	8.8	8.94	0.96

Tab. 8.6. Trasmissività (trasmittanza) t_i (da [1]).

Tessuto	λ [nm]	t_i
Cranio + cuoio capelluto	400	10^{-4} - 10^{-5}
Cranio + cuoio capelluto	600	$(0.5-1) \times 10^{-3}$
Cranio + cuoio capelluto	800	5×10^{-2}
Palpebra di primati	400	0.02
Palpebra di primati	500	0.07
Palpebra di primati	600	0.15
Palpebra di primati	700	0.20
Palpebra felina	400	0.045
Palpebra felina	500	0.15
Palpebra felina	600	0.25
Palpebra felina	700	0.40
Parete addominale	400	$< 10^{-6}$
Parete addominale	600	$(0.5-5) \times 10^{-5}$
Parete addominale	800	10^{-3} - 10^{-2}
Parete toracica	400	$< 10^{-6}$
Parete toracica	600	10^{-4} max
Parete toracica	800	$(0.5-2) \times 10^{-2}$
Sclera oculare	633	$(6.5-9) \times 10^{-2}$

Tab. 8.7. Emissività ϵ_i (da [1]).

Tessuto	λ [μm]	ϵ_i
Epicardio <i>in-vitro</i>	1-14	0.83
Grasso bovino	0.4-1.5	0.86 ± 0.05
Muscolo bovino	0.4-1.5	0.90 ± 0.05
Muscolo suino	0.4-1.5	0.92 ± 0.05
Pelle umana bianca o nera <i>in-vivo</i>	2-5.4	≥ 0.98

Tab. 8.8. Indice di rifrazione n (da [1]).

Tessuto/Sostanza	n
Citoplasma	1.350-1.367
Cornea suina	1.373
Cornea umana	1.376
Cristallino felino	1.554
Cristallino umano (nucleo)	1.406
Cristallino umano (parte corticale)	1.386
Lacrime umane	1.3361-1.3379
Pelle (strato corneo)	1.55
Umore acqueo oculare canino	1.3348-53
Umore acqueo oculare umano	1.336
Umore vitreo oculare umano	1.336

7.10 Proprietà ottiche dell'acqua

Le Fig. 8.11 e 8.12 presentano gli andamenti caratteristici dell'indice di rifrazione e del coefficiente di attenuazione effettivo per l'acqua per lunghezze d'onda comprese tra circa 1 e 100 μm . I grafici sono stati costruiti sulle base di dati tratti da [1].

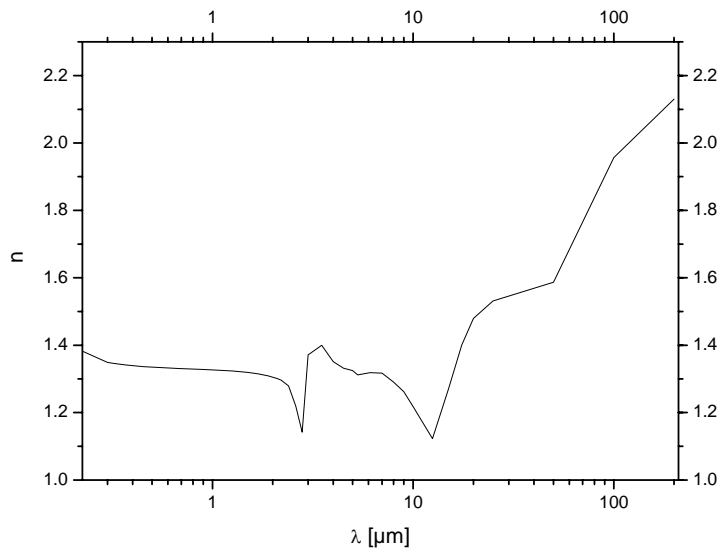


Fig. 8.11. Andamento dell'indice di rifrazione n in funzione della lunghezza d'onda λ per l'acqua.

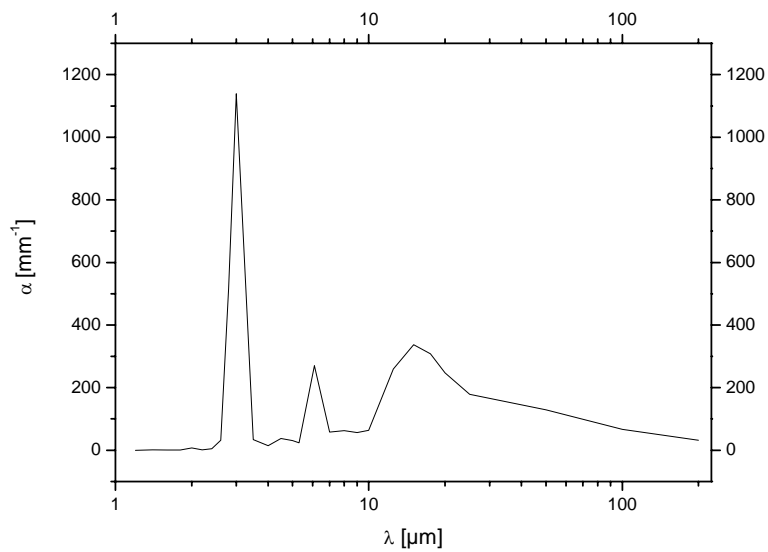


Fig. 8.12. Andamento del coefficiente di attenuazione effettivo α in funzione della lunghezza d'onda λ per l'acqua.

L'andamento dell'emissività dell'acqua distillata in funzione della lunghezza d'onda nell'infrarosso è riportato in Fig. 8.13.

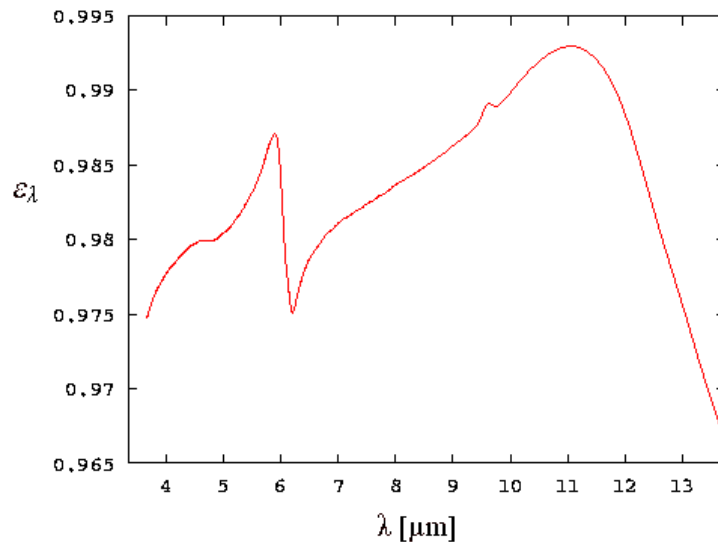


Fig. 8.13. Emissività nell'infrarosso dell'acqua distillata (adattata da [2]).

7.11 Proprietà ottiche del sangue

Il sangue è un tessuto fortemente diffusivo a causa dello scattering, provocato dalle componenti cellulari e pertanto dipendente dall'ematocrito. Analogamente anche il suo coefficiente di assorbimento dipende all'ematocrito, essendo in particolare ad esso legato con legge quadratica.

Alcuni valori della profondità di penetrazione nel sangue per $\lambda=500$ nm in relazione all'ematocrito e alla saturazione di ossigeno sono elencati in Tab. 8.9.

Tab. 8.9. Profondità di penetrazione δ nel sangue per $\lambda=500$ nm e per diversi valori di ematocrito H e saturazione di ossigeno.

Saturaz O ₂ [%]	H [%]	δ [mm]
100	45	0.060
100	4.5	0.505
40	45	0.067
40	4.5	0.560

La Fig. 8.14 presenta gli spettri di assorbimento per l'emoglobina e l'emoglobina ossigenata sulla base di dati tratti da [3].

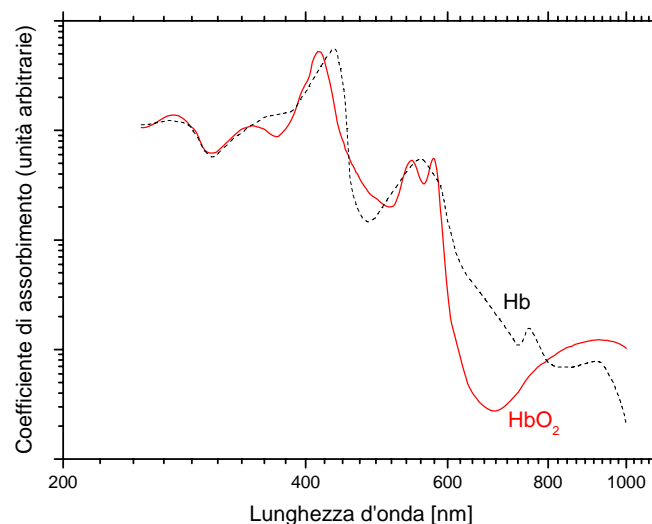


Fig. 8.14. Spettri di assorbimento dell'emoglobina Hb e dell'emoglobina ossigenata HbO₂.

Da tale figura si osserva che gli spettri dell'emoglobina (o deossiemoglobina) e dell'emoglobina ossigenata (o ossiemoglobina) si incrociano in più punti, detti *isosbestici*. In generale si definisce *isosbestico* un punto corrispondente ad una lunghezza d'onda specifica alla quale due (o più) specie presentano spettri di assorbimento che si incrociano. Una coppia di sostanze può naturalmente avere più di due punti isosbestici nei proprio spettri. L'ossiemoglobina e la deossiemoglobina hanno punti isosbestici caratteristici a 590 e 805 nm.

8.11.1 Ossimetria e fotopletismografia transcutanee

L'assorbanza di un globulo rosso coincide con quella di una soluzione di emoglobina. Questa "trasparenza" degli eritrociti permette misurazioni dell'*ossimetria* del sangue, ossia del grado di *ossigenazione* di esso, espressa dalla percentuale di emoglobina che risulta saturata dall'ossigeno (tipicamente inclusa tra il 95 e il 100 % a livello del mare). A tale scopo, è possibile sfruttare la conoscenza della variazione dello spettro di assorbimento dell'emoglobina in relazione al suo grado di saturazione da parte dell'ossigeno (Fig. 8.14). In particolare, l'*ossimetria* (o *pulsiossimetria*) *transcutanea* consiste in un metodo non invasivo di misura della percentuale di emoglobina saturata dall'ossigeno, utilizzando un sistema ottico (chiamato *ossimetro* o *pulsiossimetro*), solitamente applicato al dito o all'orecchio (per misure in trasmissione), o in alcuni casi sulla fronte (per misure in riflessione). A titolo esemplificativo, consideriamo un sistema a trasmissione, del tipo di quello mostrato nell'esempio di Fig. 8.15.



Fig. 8.15. Esempio di pulsiossimetro transcutaneo.

Un sistema di questo tipo sfrutta una coppia di sensori ottici per effettuare *misure differenziali di assorbanza* (la misura differenziale permette di limitare il rumore sulla misura stessa): un primo sensore determina l'assorbanza ad un punto isosbestico ed un secondo ad una lunghezza d'onda vicina, per la quale sia massima la distanza tra lo spettro di Hb e quello di HbO₂. Il punto isosbestico dello spettro dell'emoglobina che si presta meglio per questo tipo di analisi è quello situato ad 805 nm (Fig. 8.14). Pertanto, un pulsiossimetro consiste di due LED, che emettono una luce rossa (tipicamente con $\lambda=650-660$ nm) ed una infrarossa (con $\lambda=805$ nm), usati in combinazione ad un fotodiodo ricevente. I due LED sono posti da un lato del dito (o dell'orecchio), mentre il fotodiodo è posizionato dalla parte opposta. Il sistema misura l'assorbanza alle due lunghezze d'onda da parte dell'emoglobina. Il valore dell'assorbanza della luce rossa varia con la percentuale di saturazione dell'emoglobina (Fig. 8.14) e pertanto può essere utilizzata per stimare quest'ultima.

Si precisa che le lunghezze d'onda considerate rientrano in una delle cosiddette *finestre ottiche della pelle*, ossia in una banda frequenziale in cui il tessuto presenta scarso assorbimento (come descritto nelle sezioni successive); ciò garantisce un'elevata profondità di penetrazione della radiazione utilizzata, per raggiungere efficacemente i globuli rossi e, in particolare, l'emoglobina.

E' inoltre opportuno sottolineare che il segnale monitorato varia ritmicamente nel tempo, in relazione al battito cardiaco. Infatti, i vasi sanguigni arteriosi si espandono e contraggono ciclicamente, determinando una variazione sul segnale letto dal sensore. Per tale motivo, lo stesso sistema utilizzato per ossimetria transcutanea può essere impiegato anche per *fotopletismografia transcutanea*. Tale metodica consiste in una pletismografia (ossia una misura delle variazioni volumetriche di una porzione corporea) mediante tecnica ottica. In particolare, un sistema che illumina la pelle e misura le variazioni dell'assorbimento (o della riflessione) della luce da parte di essa permette il monitoraggio della perfusione sanguigna nel derma e nelle

regioni subcutanee della pelle. In corrispondenza ad ogni ciclo cardiaco, il cuore pompa sangue verso la periferia del corpo e distende le arterie e le arteriole nel tessuto subcutaneo. La variazione di volume causata dai picchi di pressione può essere rilevata mediante la suddetta tecnica ottica. Inoltre, esaminando soltanto la componente variabile del segnale di assorbimento (sottraendo dai picchi di assorbimento i valori di minimo di assorbimento) è possibile isolare soltanto l'assorbimento causato dal flusso arterioso, eliminando quindi gli effetti dovuti all'assorbimento da parte del flusso venoso e dei tessuti circostanti (pelle, osso, muscolo, grasso).

Conseguentemente, gli ossimetri transcutanei convenzionali per uso clinico tipicamente misurano contemporaneamente sia l'ossigenazione del sangue, sia la frequenza cardiaca.

7.12 Proprietà ottiche della pelle

Nelle Tabelle della sezione 8.9 sono riportati per la pelle valori di alcune grandezze d'interesse ottico quali i coefficienti di attenuazione, assorbimento e scattering, l'emissività o l'indice di rifrazione. Le sezioni seguenti approfondiscono alcuni aspetti caratteristici delle proprietà ottiche della pelle.

8.12.1 Proprietà in riflessione

La Fig. 8.16 presenta l'andamento della funzione di fase di scattering $S(\theta)$ della pelle per differenti lunghezze d'onda. Tali andamenti sono validi per strati sottili di campione, mentre al crescere dello spessore lo scattering assume un comportamento sostanzialmente indipendente dalla lunghezza d'onda.

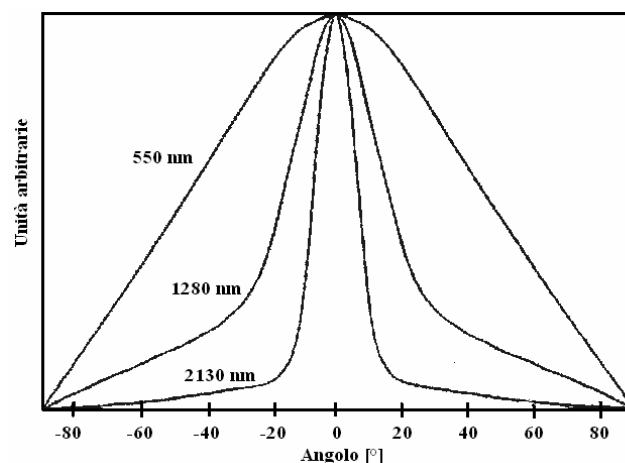


Fig. 8.16. Funzioni angolari di scattering della pelle per tre valori della lunghezza d'onda (adattata da [1]).

Determinazioni sperimentali del coseno medio di scattering suggeriscono che tutti gli strati di pelle si comportano come scatteratori *in avanti* nel range di lunghezze d'onda comprese tra 240 a 633 nm [1]. In particolare, per stimare il coseno medio di scattering $\bar{\mu}$ sia per l'epidermide che per il derma è stata proposta la seguente equazione empirica [1]:

$$\bar{\mu} \cong 0.62 + \lambda 0.29 \times 10^{-3} \quad (8.46)$$

nella quale la lunghezza d'onda λ è espressa in nm.

8.12.2 Proprietà in emissione

Assumendo per la pelle una temperatura superficiale di 300 °K, dalla legge dello spostamento di Wien si ricava che l'emissione risulta massima per una lunghezza d'onda pari a 9.6 μm . Tale valore rientra nella

regione del medio infrarosso; pertanto, molta dell'energia di una persona è emanata sotto forma di energia infrarossa. La Fig. 8.17 mostra a tale riguardo un esempio significativo.



Fig. 8.17. Esempio di una stessa immagine ripresa nel visibile e nell'infrarosso.

Nel range dell'infrarosso la pelle può essere assunta come un corpo nero, essendo l'emissività pari a circa 0.98 (Tab. 8.7), indipendentemente dal colore della pelle stessa. Un valore così elevato è largamente attribuibile alla presenza di acqua a pochi μm di distanza dalla superficie della pelle; l'acqua, infatti, possiede un'altrettanto elevata emissività (Fig. 8.13).

In realtà, la schematizzazione della pelle come corpo nero è approssimativamente valida soltanto per angoli di emissione θ (rispetto alla normale alla superficie) inferiori a circa 70° . Infatti, oltre tale soglia l'emissività ϵ_λ decresce rapidamente, come schematizzato in Fig. 8.18.

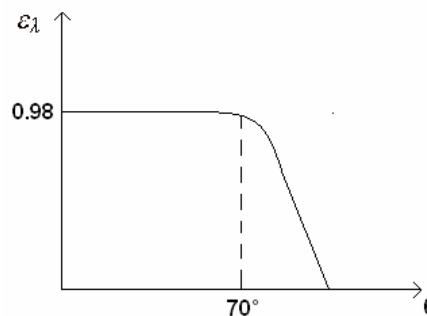


Fig. 8.18. Andamento qualitativo dell'emissività della pelle nell'infrarosso in funzione dell'angolo di emissione.

E' interessante stimare la potenza netta P_{net} irradiata dal corpo umano verso l'ambiente circostante. Essa è data dalla differenza tra la potenza P_{emes} emessa dal corpo per effetto della temperatura T_p della propria pelle e la potenza assorbita P_{assorb} dall'ambiente:

$$P_{net} = P_{emes} - P_{assorb} \quad (8.47)$$

P_{assorb} è data dalla potenza emessa dall'ambiente ad una temperatura T_a . Ciascuna di tali potenze può essere stimata utilizzando la legge di Stefan-Boltzmann, ottenendo quindi la seguente espressione per la potenza netta:

$$P_{net} = A\sigma\epsilon(T_p^4 - T_a^4) \quad (8.48)$$

dove A indica la superficie del corpo, pari a circa 2 m^2 per un uomo adulto standard, mentre ε è l'emissività totale della pelle, pari a circa 1. Assumendo $T_p=301 \text{ °K}$ e $T_a=293 \text{ °K}$, si ottiene:

$$P_{net} = 95 \text{ W} \quad (8.49)$$

Risulta quindi che il corpo umano emette approssimativamente una potenza analoga a quella di una lampadina da 100 W; tuttavia, tale potenza è emessa nella banda dell'infrarosso, come sopra evidenziato. Nell'arco di 1 giorno, l'energia complessivamente emessa si aggira intorno a $9 \times 10^6 \text{ J}$.

L'emissione tipica dovuta al normale metabolismo è pari a circa 100-120 W; in caso di emissioni superiori a circa 160 W (a causa di perdite extra causate da evaporazione, convezione e conduzione), l'individuo sente freddo e diventa necessario aumentare l'attività fisica o indossare vestiti adeguati. Durante l'attività fisica il metabolismo aumenta e il calore in eccesso che non riesce ad essere eliminato per emissione tende ad essere smaltito mediante la sudorazione.

8.12.3 Proprietà in assorbimento e trasmissione

Le proprietà ottiche della pelle in assorbimento e trasmissione sono largamente determinate dalla *melanina*, un pigmento (prodotto dai melanociti) che assorbe nell'ultravioletto e che determina il colore della pelle. Tra pelli chiare e pelli scure la *trasmissione* può variare fino a tre ordini di grandezza.

L'epidermide presenta complessivamente un'ampia banda di assorbimento intorno a 275 nm dovuta a cromofori aromatici; per lunghezze d'onda superiori (nel visibile e nell'infrarosso) si hanno linee di assorbimento a 760, 1000, 1200, 1450 e 2000 nm, dovute alla presenza d'acqua.

Oltre alla melanina e all'acqua, si distinguono anche altre sostanze che influiscono sullo spettro di assorbimento della pelle, tra cui l'emoglobina, le proteine fibrose, il collagene, il grasso, la bilirubina e il carotene.

I coefficienti di attenuazione nel derma sono tipicamente inferiori a quelli nell'epidermide per un ampio range di frequenze. Valori della profondità di penetrazione nel range 250-1200 nm sono riportati in Fig. 8.19.

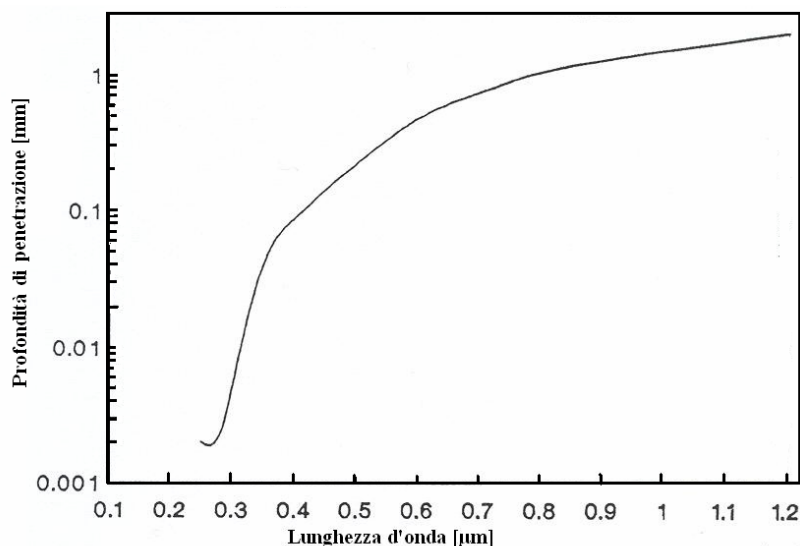


Fig. 8.19. Andamento della profondità di penetrazione in funzione della lunghezza d'onda per una pelle caucasica chiara (adattata da [1]).

La pelle presenta tipicamente due principali *finestre ottiche* (ossia bande frequenziali in cui le perdite sia per assorbimento che per scattering sono minime): la prima si estende tra 600 e 1300 nm (dal rosso al vicino infrarosso) e l'altra si estende tra le due bande di assorbimento dell'acqua e va da 1.6 a 1.8 μm (infrarosso B). Si sottolinea che tali finestre ottiche, essendo espressione di uno scarso assorbimento, non sono influenzate dal colore della pelle. Ciò risulta particolarmente vantaggioso per l'attuazione di tecniche diagnostiche o terapeutiche che sfruttano l'impiego di radiazione ottica.

7.13 Struttura dell'occhio e proprietà ottiche dei tessuti oculari

L'occhio è l'organo di senso preposto alla vista. Esso è costituito dal *globo oculare*, ricoperto anteriormente dalla *congiuntiva* che riveste anche la parete interna delle palpebre ed è lubrificata dalle lacrime, prodotte dalle ghiandole lacrimali.

La parete del globo è composta da tre membrane concentriche: la *sclera*, la *tunica (o membrana) vascolare* e la *retina* (Fig. 8.20).

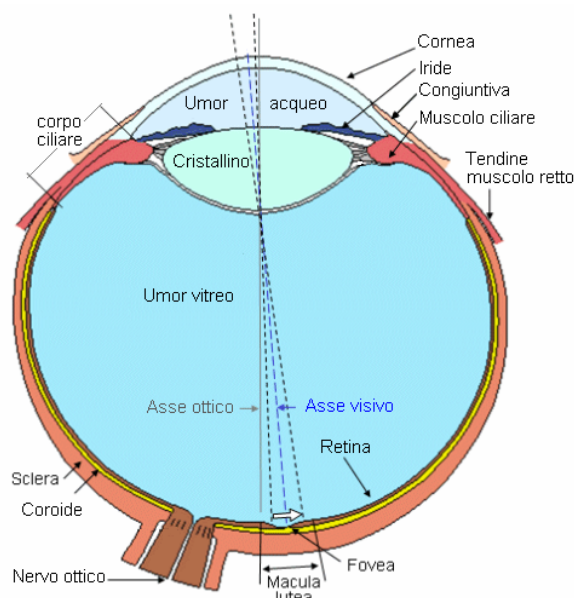


Fig. 8.20. Struttura dell'occhio.

La *sclera*, provvista di orifizi per il passaggio dei vasi sanguigni e dei nervi, dà luogo anteriormente alla *cornea*.

La *tunica vascolare*, che a livello della superficie interna della sclera è chiamata *coroide*, a livello della cornea forma una serie di piccole pieghe raggiate, dette *corpo ciliare*. Da esse ha inizio l'*iride*, che agisce come un diaframma e che ha colore variabile nei singoli individui. L'*iride* è attraversata dalla *pupilla*, che costituisce un foro che si allarga e si restringe in relazione all'intensità dei raggi luminosi.

La *retina* costituisce lo strato sensibile. Essa è semitrasparente ed è formata dalle terminazioni del *nervo ottico*. In particolare, la retina è costituita da dieci strati concentrici di cellule e fibre nervose, fra cui quello dei *coni* e dei *bastoncelli*, incaricati rispettivamente della percezione dei colori e dell'intensità luminosa. La zona centrale della retina è nota come *macula*, o *macula gialla* o *macula lutea* (dal latino "gialla"), in quanto il suo colore tende leggermente al giallo per la presenza di pigmenti. Il centro della macula si chiama *fovea*.

L'occhio è provvisto dei seguenti mezzi rifrangenti: la *cornea*, l'*umor acqueo*, il *cristallino* e l'*umor vitreo* (o *corpo vitreo*).

La *cornea* è una lamina trasparente che presenta una faccia anteriore convessa e una posteriore concava, delimitante la *camera anteriore*. La cornea copre l'*iride* e la *pupilla*. Insieme al cristallino, la cornea rifrange la luce, permettendo la messa a fuoco degli oggetti osservati. Sebbene la cornea contribuisca alla rifrazione totale più del cristallino, essa ha una curvatura fissa, a differenza del cristallino che presenta una curvatura regolabile (come di seguito descritto). Essendo la trasparenza di primaria importanza per la cornea, essa non ha vasi sanguigni e riceve nutrimento mediante diffusione sia dalle lacrime (dall'esterno), sia dall'*umor acqueo* (dall'interno). Nell'adulto ha tipicamente un diametro di circa 11.5 mm e uno spessore di 0.5 – 0.6 mm al centro e 0.6 - 0.8 mm alla periferia. E' innervata da terminazioni nervose amielinate ed è sensibile al tatto, alla temperatura e ad agenti chimici.

L'*umor acqueo* è un liquido che riempie la camera anteriore, delimitata dalla cornea e dall'*iride*. E' composto per il 99% da acqua e per la restante parte da ioni (come HCO_3^- , Cl^- , Na^+ , K^+ , Ca^{2+} , PO_4^{2-}), poche proteine (come albumina e β -globuline) ed altre molecole. Esso ha la fondamentale funzione di mantenere la

pressione intraoculare. In particolare, esso esercita una pressione atta a mantenere la forma convessa della cornea. Inoltre, l'umor acqueo fornisce nutrienti per le strutture che lambisce, ed asporta da esse prodotti di scarto.

Il *cristallino* è costituito da una lente trasparente biconvessa flessibile, posta dietro all'iride e avente la funzione di variare la propria curvatura in base alla distanza dell'oggetto da focalizzare (Fig. 8.21), secondo un meccanismo noto come *accommodazione*.

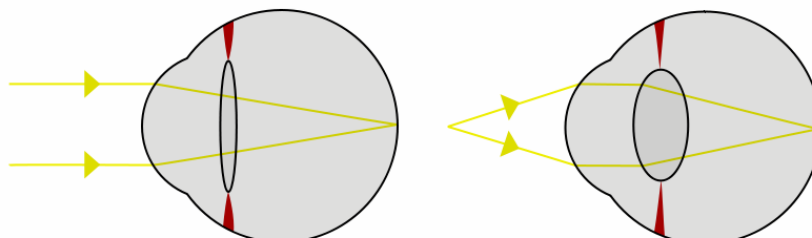


Fig. 8.21. Funzione ottica del cristallino.

La curvatura del cristallino è regolata dall'azione dei muscoli ciliari. Con l'età, il cristallino si irrigidisce, perdendo progressivamente la capacità di variare la propria curvatura e quindi perdendo la sua capacità di accomodazione (presbiopia). Il cristallino è costituito da proteine trasparenti. Per un adulto esso è spesso circa 5 mm e ha un diametro di circa 9 mm. L'indice di rifrazione (per lunghezze d'onda nel visibile) varia da circa 1.406 nella parte centrale (nucleo) fino a 1.386 sulla parte corticale, meno densa. Un simile gradiente di indice di rifrazione contribuisce ad arricchire il potere ottico di questa lente.

L'*umor vitreo* è una sostanza gelatinosa acquosa, che riempie lo spazio compreso fra il cristallino e la porzione visiva della retina. Esso è costituito per il 99% da acqua, anche se possiede una viscosità da due a quattro volte superiore a quella dell'acqua. La parte restante include vari soluti; tra di essi si distinguono in particolar modo sali, zuccheri e una rete di fibre di collagene.

I diversi tessuti che costituiscono l'occhio presentano proprietà ottiche differenti. La cornea trasmette tra 300 e 2500 nm, raggiungendo un massimo in trasmittanza pari all'80% a 400 nm. La trasparenza non è una proprietà intrinseca della cornea; essa è infatti ottenuta mediante il pompaggio attivo di acqua tra le strutture lamellari che la compongono. In questo modo lo scattering che si avrebbe nel visibile viene spostato nell'infrarosso. In assenza di questo pompaggio, la cornea perde la sua trasparenza nel visibile e assume un colore bianco opaco. L'umor acqueo ha una banda di assorbimento a 265 nm; sull'infrarosso ha un comportamento ottico molto simile a quello dell'acqua. Il cristallino trasmette dall'ultravioletto all'infrarosso, fino ad un limite pari a 1.9 μm . Con l'età si assiste ad un progressivo ingiallimento del cristallino: in un occhio giovane la trasmittanza raggiunge un massimo pari a circa al 90% a 450 nm, mentre intorno ai 60 anni questo massimo si raggiunge solo a 540 nm. L'umor vitreo trasmette da 300 a 1400 nm e, come l'umor acqueo, presenta bande di assorbimento prossime a quelle dell'acqua a 980 e 1400 nm. La macula gialla ha la delicata funzione di filtrare le radiazioni ultraviolette che raggiungerebbero la retina, danneggiandola. Si dice "gialla" perché, assorbendo fino al violetto, il colore complementare che vediamo è il giallo.

7.14 Applicazioni

Le seguenti sezioni riportano alcuni esempi di applicazioni diagnostiche e terapeutiche che sfruttano le proprietà ottiche dei tessuti.

8.14.1 Imaging e diagnostica mediante spettroscopia ottica dei tessuti

La luce (fotoni) può essere usata per esplorare sia la struttura che la composizione biochimica dei tessuti, in diversi modi.

Alcuni metodi di indagine sono basati sullo *scattering* della luce o sulla variazione della sua polarizzazione (progressione dell'orientamento dei campi elettrici e magnetici dell'onda) da parte di una superficie. Tali metodi possono consentire indagini sulla struttura delle cellule e dei componenti sub-cellulari nei tessuti.

Altri metodi si basano sulla cosiddetta *spettroscopia autofluorescente* del tessuto. Essa può consentire un'indagine sulla concentrazione di biomolecole sensibili otticamente, per ottenere informazioni riguardanti la composizione dei tessuti e il metabolismo. L'autofluorescenza consiste nel fenomeno della fluorescenza da parte di sostanze all'interno di un organismo. La fluorescenza è la luminescenza maggiormente ritrovata come fenomeno ottico in un corpo freddo, nel quale l'assorbimento molecolare di un fotone stimola l'emissione di un altro fotone con una lunghezza d'onda maggiore. La differenza di energia tra i fotoni assorbiti ed emessi risulta in vibrazioni molecolari e calore. Di solito il fotone assorbito è nella gamma dell'ultravioletto, mentre la luce emessa è nella gamma del visibile. Il fenomeno della fluorescenza trae il nome dal minerale fluorite, composto da fluoruro di calcio, che spesso manifesta questo effetto.

Esistono inoltre metodi di indagine basati sulla cosiddetta *spettroscopia a scattering di Raman*. Tale tipo di scattering consiste nella dispersione anelastica di un fotone. Quando la luce è scatterata da un atomo o molecola, la maggior parte dei fotoni sono dispersi in maniera elastica, secondo lo scattering di Rayleigh. In particolare, i fotoni dispersi hanno la stessa energia e quindi la stessa frequenza (e lunghezza d'onda) dei fotoni incidenti. Tuttavia, una piccola frazione di luce (approssimativamente 1 ogni 10^7 fotoni) è dispersa a frequenze ottiche differenti, di solito più basse della frequenza dei fotoni di incidenza (effetto *Raman*). La spettroscopia a scattering di Raman impiega l'effetto Raman per analisi su materiali. La frequenza della luce scatterata da una molecola può variare in relazione alle caratteristiche strutturali dei legami molecolari. Per l'illuminazione si utilizza una sorgente di luce monocromatica (Laser) e un'analisi dello spettro della luce scatterata mostra le deviazioni causate da cambiamenti di stato nelle molecole.

8.14.2 Finestre ottiche per tecniche diagnostiche e terapeutiche

Le *finestre ottiche* (o *finestre di transilluminazione*) dei tessuti, ossia le bande frequenziali in cui le perdite sia per assorbimento che per scattering sono minime, risultano molto vantaggiose per finalità sia diagnostiche (imaging) che terapeutiche. Nelle sezioni precedenti, è stato riportato come esempio il caso delle finestre della pelle. Esse trovano ad esempio importanti applicazioni per tecniche di ossimetria del sangue non invasive.

8.14.3 Fotocoagulazione Laser

La *fotocoagulazione Laser* consiste in un trattamento in cui i vasi sanguigni sono cauterizzati dal calore generato da un sottile raggio Laser. Il successo di questa applicazione dipende dall'applicazione o meno di questa procedura nella finestra ottica della specifica interazione luce-tessuto. Ad esempio, la fotocoagulazione è una tecnica usata in ambito *oftalmologico* come trattamento di alcune patologie della retina; in questo caso, raggi di luce Laser sono diretti nell'occhio e focalizzati su vasi sanguigni in crescita anormale al di sotto della retina. Il calore generato dalla focalizzazione del raggio Laser cauterizza tali vasi. Un altro ambito di applicazione della fotocoagulazione Laser è quello *cardiaco*. Infatti, l'*ablazione Laser* è utilizzata come trattamento ad esempio per tachicardia ventricolare farmaco-resistente, come alternativa all'*ablazione a radiofrequenza*. La luce Laser è convogliata sulla superficie del tessuto mediante cateteri. La profondità di penetrazione nel tessuto può essere controllata regolando la potenza erogata e il tempo di esposizione. Sia nel campo oftalmologico che in quello cardiaco, la fotocoagulazione è tipicamente effettuata impiegando sorgenti Laser a Nd:YAG (cristallo granato di ittrio e alluminio, drogato con neodimio: $\text{Nd:Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$). Tali Laser emettono una luce avente lunghezza d'onda di $1.06 \mu\text{m}$, ossia nell'infrarosso.

Riferimenti bibliografici

- [1] Duck F., *Physical properties of tissue – A comprehensive reference book*, London: Academic Press (1990), chapter 3.
- [2] *Institute for Computational Earth Systems Science (ICESS)*, University of California, Santa Barbara. Indirizzo web: <http://www.icess.ucsb.edu/modis/EMIS/html/frshwatr.html>.
- [3] Scott Prahl, Optical absorption of hemoglobin, Oregon Medical Laser Center. Dati disponibili liberamente online al seguente indirizzo: <http://omlc.ogi.edu/spectra/hemoglobin/index.html>.