

# IL PULSO-OSSIMETRO: PRINCIPI DI FUNZIONAMENTO E APPLICAZIONI IN MEDICINA VETERINARIA

MARCO CATTÒ, ANTONIO VENTURINI, ALESSANDRO SPADARI

*Dipartimento Clinico Veterinario - Sezione Chirurgica - Università di Bologna*

## Riassunto

Il pulso-ossimetro (strumento che misura la frequenza cardiaca e la saturazione d'ossigeno dell'emoglobina arteriosa) viene ormai da tempo utilizzato anche in medicina veterinaria, per un monitoraggio continuo e non invasivo dell'anestesia generale dei pazienti chirurgici. I principi tecnici su cui si basa il funzionamento di questo strumento, la cui conoscenza è necessaria per poter interpretare correttamente i dati che esso fornisce vengono esposti sinteticamente. Il pulso-ossimetro è stato utilizzato durante l'anestesia in corso di interventi su cani, gatti e cavalli, al fine di identificare i problemi applicativi che possono derivare durante un suo utilizzo professionale. Gli Autori hanno cercato di descrivere una "mappa" dei possibili siti di applicazione della sonda, evidenziando, per ognuno di essi (e per tutte le specie da loro considerate), le caratteristiche, anche in riferimento ai protocolli anestesiológicos da essi maggiormente utilizzati. Durante l'anestesia del cavallo, inoltre, sono stati utilizzati due pulso-ossimetri identici ma applicati in siti diversi, al fine di verificare la corrispondenza dei valori forniti dai due strumenti. Infine, gli Autori esprimono le loro favorevoli considerazioni sull'utilità dello strumento, soprattutto nelle situazioni anestesiológicas particolarmente critiche e pericolose per la salute del paziente.

## Summary

*The pulse oximeter (device that provides informations about the patient's arterial oxyhemoglobin saturation and pulse rate) has been utilized for quite a while in veterinary medicine, as an immediate, continuous and non-invasive monitoring method of the anesthetized patients. The functional technical aspects are briefly outlined to aid in the understanding of the pulse oximeter readings. The pulse oximeter has been utilized during the anesthesia of dogs, cats and horses to identify and document practical problems associated with its use during anesthesia. Application points and their different characteristics in the domestic species are described, into account anesthetic protocols utilized. During the anesthesia of the horse two pulse oximeters were used, in order to compare the data obtained from the two devices.*

## INTRODUZIONE

Il monitoraggio anestesiológico dei pazienti chirurgici mediante l'utilizzo di apparecchiature elettroniche occupa ormai un posto eminente nella chirurgia veterinaria. Il successo dei moderni strumenti che possono affiancare l'anestesista è stato favorito dagli inconvenienti insiti nell'osservazione diretta dei parametri cardiaci e respiratori (che richiede manualità che possono compromettere la sterilità del campo operatorio, non permettendo, inoltre, un rilievo continuo ed immediato), e dalla necessità di avere conoscenza, in corso di anestesia, dei parametri ossimetrici (cioè della percentuale di saturazione d'ossigeno emoglobinica), altrimenti indagabili con l'emogasanalisi (metodo biochimico invasivo e non on line).

Nella pratica chirurgica veterinaria, inoltre, il chirurgo

riveste il più delle volte anche la figura dell'anestesista, con ovvia riduzione delle possibilità di osservazione diretta del paziente.

In chirurgia veterinaria quindi, affinché il monitoraggio sia realmente praticabile, è necessario che abbia in sé alcune prerogative: 1) deve essere affidabile, 2) deve essere continuo e istantaneo ("on line"), avvisando eventualmente il chirurgo-anestesista dell'insorgenza di problemi, 3) la strumentazione non deve essere ingombrante, 4) non deve essere causa di continue interruzioni all'opera del chirurgo.

A queste caratteristiche si aggiunga che è preferibile una metodica non-invasiva e di facile e rapida applicazione.

Negli ultimi anni sempre maggiore è stata l'attenzione dei ricercatori rivolta alle possibilità di monitorare i parametri emogasanalitici (quali  $PO_2$ ,  $PCO_2$  e pH), in quanto è riconosciuta l'importanza della loro conoscenza ai fini di

una buona conduzione dell'anestesia.

Fra gli strumenti disponibili in commercio che possono validamente affiancare l'anestesista, il pulso-ossimetro (che indica i valori ossimetrici, la frequenza cardiaca e l'intensità dell'evento pulsatile) viene impiegato da un numero sempre maggiore di Colleghi; ne abbiamo pertanto riassunto brevemente i principi di funzionamento e quelli applicativi.

## CENNI DI FISIOLOGIA E FISIOPATOLOGIA RESPIRATORIA

Prima di procedere alla descrizione dei suddetti principi, riteniamo doveroso ricordare alcuni concetti basilari di fisiologia (e di fisiopatologia) respiratoria, per meglio comprendere il funzionamento del pulso-ossimetro, i parametri da esso controllati, e l'importanza di un suo utilizzo professionale.

Una tra le funzioni più importanti del sangue è quella di trasportare ossigeno dall'apparato respiratorio ai tessuti, ed anidride carbonica dai tessuti all'apparato respiratorio.

La quantità di ossigeno che può essere trasportata in soluzione nel sangue è piuttosto limitata (circa 0,2 ml di O<sub>2</sub> per 100 ml di sangue); per questo il sangue di tutti i vertebrati possiede la capacità di legare, in modo reversibile, maggiori quantità di ossigeno, aumentandone così notevolmente la possibilità di trasporto.

Questa capacità del sangue di legare reversibilmente ossigeno è fornita da un pigmento respiratorio contenuto nei globuli rossi, l'emoglobina, proteina tetramerica costituita da 4 globine legate ciascuna ad un gruppo eme (la quantità di O<sub>2</sub> legata reversibilmente all'emoglobina è di circa 20 ml di O<sub>2</sub> per 100 ml di sangue)<sup>25</sup>. È questa quota di ossigeno, legato all'emoglobina, che può essere misurata con il pulso-ossimetro.

L'emoglobina si combina con l'ossigeno secondo una reazione reversibile espressa dalla formula:  $Hb + 4O_2 \leftrightarrow HbO_8$ ; ogni atomo di ferro lega una molecola di ossigeno (quindi quattro atomi di ferro legano otto atomi di ossigeno) e quando, per elevate pressioni parziali di ossigeno, si sono formati tutti i legami possibili, l'emoglobina è completamente satura e non può più legare ossigeno<sup>25</sup>.

La pressione parziale di un gas, (espressa in mmHg o come kPa) in una miscela gassosa che occupa un dato volume, viene definita come la pressione che quel gas avrebbe se occupasse da solo quel volume. Quindi la pressione parziale d'ossigeno (PO<sub>2</sub> o tensione d'ossigeno) corrisponde alla sua concentrazione nel sangue (o nei tessuti).

Per ogni determinata pressione parziale di ossigeno esiste una definita proporzione, tra le quantità di emoglobina e di ossiemoglobina presenti.

Il rapporto (espresso in percentuale) tra saturazione dell'emoglobina e pressione parziale dell'ossigeno viene espresso dalla "curva di dissociazione" (Fig. 1).

La combinazione dell'emoglobina con l'ossigeno dipende quindi dal gradiente di pressione parziale di O<sub>2</sub> tra aria atmosferica e sangue, a livello alveolare, e tra sangue e tessuti, a livello periferico. Questo gradiente determina cioè la direzione della diffusione d'ossigeno a livello alveolare prima e tissutale poi, mentre la velocità di questa diffusione viene influenzata positivamente da: estensione dell'area

di contatto, solubilità del gas e gradiente di pressione parziale; negativamente da: spessore che deve essere oltrepassato e densità del gas<sup>1</sup>. Il *potere ossiforico* del sangue dipende dal contenuto di emoglobina (g/100 ml) e dalla portata cardiaca. La concentrazione dell'O<sub>2</sub> nel sangue (ml/100 ml) dipende dal gradiente di PO<sub>2</sub> e dal contenuto di emoglobina<sup>1</sup>.

La curva di dissociazione consta di due parti separate dalla P<sub>50</sub> che indica la pressione d'ossigeno a cui corrisponde il 50% di ossiemoglobina ed il 50% di emoglobina desossigenata (o emoglobina ridotta) (Fig. 1): nella prima parte del grafico, per piccole differenze di PO<sub>2</sub> si hanno grandi variazioni della percentuale di saturazione emoglobinica; nella seconda parte invece, per grandi differenze di PO<sub>2</sub> si hanno piccole variazioni della percentuale di saturazione.

Secondo studi di fisiologia<sup>1</sup> una PO<sub>2</sub> di 13 Kpa (100 mmHg) fornirebbe teoricamente il 100% di saturazione (questo in realtà non avviene in quanto la saturazione massima fisiologica è del 97,5%). Quando la PO<sub>2</sub> aumenta sopra a valori di 10 kPa (70 mmHg) l'emoglobina non lega grandi quantità d'ossigeno, poiché questa si trova vicino alla saturazione; da valori di PO<sub>2</sub> di 70 mmHg fino ad arrivare a 250 mmHg la saturazione varia solo dal 92% al 97,5%<sup>1</sup>.

Osservando la Figura 1, si comprende quindi che, in risposta ad un abbassamento della pressione parziale d'ossigeno a livello tissutale, il cambiamento nella saturazione diviene marcato: a valori di PO<sub>2</sub> tissutale compresi tra 10 e 40 mmHg si verifica, per un piccolo abbassamento del gradiente, una notevole disponibilità nel trasferimento di questo gas, in quanto l'emoglobina si trova nella prima parte della curva di dissociazione; quando cioè i tessuti presentano una bassa PO<sub>2</sub> e necessitano di molto O<sub>2</sub>, l'ossiemoglobina si dissocia rapidamente e massivamente<sup>1</sup>. Da queste ultime considerazioni fisiologiche si capisce pertanto l'importanza del monitoraggio ossimetrico, soprattutto quando l'emoglobina si trova nella prima parte della curva di dissociazione: conoscere in maniera continua i valori ossimetrici ci permette, in questo caso, di correre immediatamente ai ripari, evitando la possibilità di incorrere nel massivo e rapido decremento della saturazione emoglobinica.

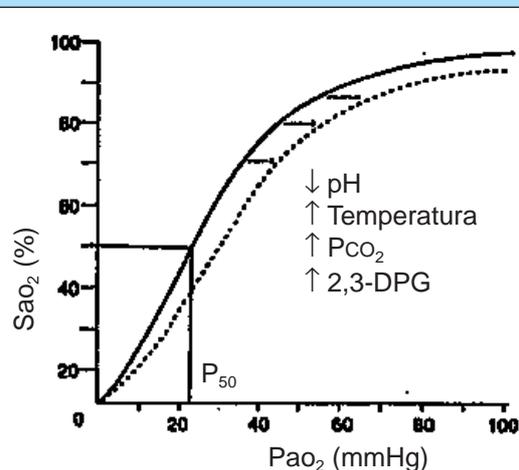


FIGURA 1 - Curva di dissociazione dell'emoglobina e fattori che spostano la curva a destra<sup>39</sup>.

La curva di dissociazione è diversa a seconda della specie animale considerata, in quanto l'affinità dell'emoglobina per l'ossigeno non è la stessa<sup>25</sup>.

Il sangue di alcuni mammiferi (le specie di maggiore taglia corporea) ha un'affinità per l'ossigeno più elevata (cede ossigeno meno facilmente) e, di conseguenza, la curva di dissociazione è spostata più a sinistra. Il sangue di altri mammiferi (specie di più piccola taglia) cede invece ossigeno più facilmente (ha minore affinità per l'ossigeno) e la curva di dissociazione è spostata verso destra (Fig. 2).

Questa minor affinità facilita il rilasciamento di ossigeno ai tessuti, a sostegno dell'elevato metabolismo che è caratteristico degli animali di piccola taglia<sup>25</sup>. La curva di saturazione dell'emoglobina viene influenzata anche da altri fattori:

1. l'aumento della concentrazione di CO<sub>2</sub> comporta un abbassamento del pH del plasma che sposta la curva verso destra; questo fenomeno è definito "effetto Bohr", ed ha il significato di facilitare la cessione di ossigeno a livello dei tessuti (Fig. 3). Oltre all'abbassamento del pH, la CO<sub>2</sub> diminuisce direttamente l'affinità dell'emoglobina per l'ossigeno (con ulteriore spostamento a destra della curva) anche a pH costante, a causa del legame della CO<sub>2</sub> agli aminoacidi terminali della molecola dell'emoglobina;
2. anche una diminuzione del pH senza intervento della CO<sub>2</sub> determina uno spostamento della curva a destra (come avviene nel muscolo quando si forma acido lattico);
3. un aumento della temperatura favorisce la dissociazione dell'ossiemoglobina, spostando la curva a destra;
4. il 2-3-difosfoglicerato (DPG), presente nell'eritrocita e che aumenta in risposta all'ipossia, reagisce con l'ossiemoglobina che libera O<sub>2</sub>, con conseguente spostamento a destra della curva<sup>25</sup>.

Aumento della PCO<sub>2</sub>, diminuzione del pH ed aumento della temperatura sono tutti fenomeni che si verificano durante il lavoro muscolare o in caso di elevato metabolismo cellulare.

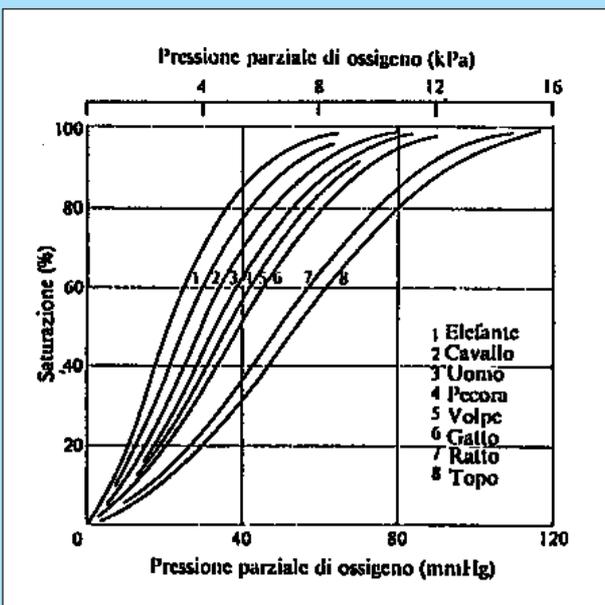


FIGURA 2 - Curve di dissociazione dell'ossigeno nel sangue di mammiferi di taglie diverse<sup>25</sup>.

I normali valori di saturazione dell'emoglobina arteriosa per un animale che respira aria atmosferica (21% di ossigeno), dovrebbero essere attorno al 92%, o di più ancora. Quando un animale si trova in anestesia generale e respira il 100% di ossigeno, i valori dovrebbero avvicinarsi al 97,5%<sup>22</sup>. Da quanto sopra esposto si comprende quanto sia importante, durante l'anestesia, che la percentuale di emoglobina satura d'ossigeno rimanga al di sopra del 90%, in quanto al di sotto di questo valore (avvicinandosi alla prima parte della curva di saturazione, come detto prima), inizia un rapido decremento nella saturazione emoglobinica<sup>22</sup>.

La descrizione dei sistemi di trasporto dei gas respiratori e dei fattori che influenzano la curva di saturazione dell'emoglobina è utile per capire tutto ciò che si discosta dalla fisiologia respiratoria e che comporta o determina (soprattutto sotto anestesia) una minor saturazione dell'emoglobina arteriosa (e quindi per potere al meglio interpretare quanto segnalato dal pulso-ossimetro) che può provocare uno stato di ipossia.

Ricordiamo che la parola "ipossia" sta ad indicare uno stato di diminuita disponibilità di ossigeno o di diminuita utilizzazione dell'ossigeno da parte dei tessuti, mentre per "ipossiemia" si intende una relativa deficienza della tensione di ossigeno nel sangue arterioso<sup>16</sup>.

Un'eventuale ipossia può non essere attendibilmente e tempestivamente evidenziata dalla cianosi delle mucose (osservate durante l'anestesia di un paziente): sono infatti necessari, nel sangue capillare, almeno 5 g di emoglobina ridotta per 100 ml di sangue perché sia apprezzabile. Inoltre negli animali anemici, alterazioni di colore possono non verificarsi fino a che la percentuale di emoglobina satura d'ossigeno nel sangue arterioso non scenda a meno del 55%<sup>16</sup>.

Per tutti questi motivi, è importante, ai fini della buona salute del paziente, poter valutare spesso (od ancor meglio in maniera continua) l'ossimetria, sia essa diretta od indiretta.

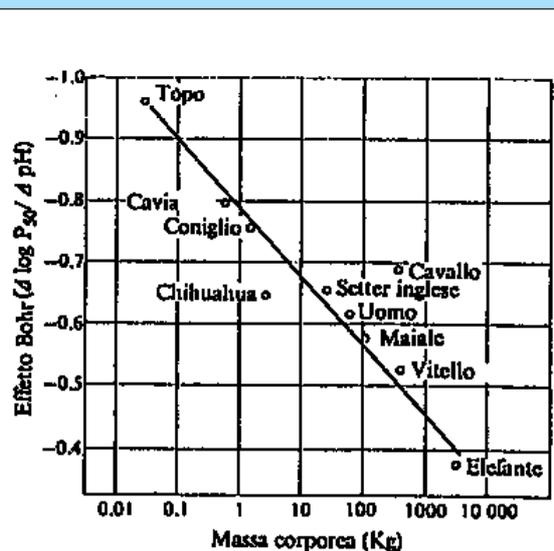


FIGURA 3 - Deviazione della curva di dissociazione per l'effetto Bohr in relazione alla taglia corporea<sup>25</sup>.

Poiché il cervello è l'organo più sensibile al deficit d'ossigeno, dopo una grave ipossia, nelle prime fasi tutti i riflessi sono assenti ad eccezione del riflesso fotomotore; in seguito i riflessi vengono esagerati. Quando interviene un danneggiamento esteso del centro vasomotore, la pressione sistolica cade a livelli di shock.

L'ipossia è stata classificata in diversi tipi:

- 1) Ipossia atmosferica, dovuta alla riduzione dell'ossigeno disponibile nell'atmosfera inalata; in corso di anestesia, è questa un'evenienza che si può verificare qualora si somministrino gas anestetici ed ossigeno in proporzioni errate. È comunque possibile correggerla aumentando la percentuale d'ossigeno inalato.
- 2) Ipossia tidalica, dovuta ad una diminuzione dell'assorbimento d'ossigeno per un ridotto scambio respiratorio; può essere dovuta a malattie, farmaci, ostruzioni respiratorie o alterata dinamica respiratoria. È quella che si verifica in caso di pneumotorace, ernie diaframmatiche o massiva presenza di muco o catarro nelle alte o basse vie respiratorie.
- 3) Ipossia alveolare, per diminuzione del numero o dell'efficienza degli alveoli funzionanti.
- 4) Ipossia emoglobinica, per riduzione del contenuto di emoglobina nel sangue o riduzione dell'emoglobina disponibile.
- 5) Ipossia stagnante, per ipoperfusione.
- 6) Ipossia istotossica, per incapacità delle cellule di utilizzare regolarmente l'ossigeno; può essere provocata anche da anestetici.
- 7) Ipossia da fabbisogno, quando la richiesta di ossigeno è superiore al normale<sup>16</sup>.

## TECNICA DI FUNZIONAMENTO DI UN PULSO-OSSIMETRO

Esistono diversi modelli di pulso-ossimetro che riconoscono però i due stessi principi fondamentali di funzionamento: l'emoglobina ossigenata e quella ridotta differiscono in termini di assorbimento della luce rossa e infrarossa (il principio cioè della spettrofotometria) e, in secondo luogo, il volume del sangue arterioso nei tessuti (e, quindi, l'assorbanza<sup>38</sup> della luce da parte del sangue) varia durante l'evento pulsatile (principio della pletismografia)<sup>19</sup>.

Esistono due differenti tipi di ossimetria (cioè di misurazione della percentuale di saturazione d'ossigeno dell'emoglobina): quella "indiretta" (in vivo, misurata dal pulso-ossimetro), cioè la rilevazione indiretta della % di saturazione di O<sub>2</sub> dell'emoglobina funzionale (SpO<sub>2</sub>); e quella "diretta" (in vitro) (SaO<sub>2</sub>) misurata direttamente su campioni di sangue arterioso mediante analisi spettrofotometrica (emogasanalisi)<sup>34</sup>.

La saturazione d'ossigeno è stata definita come il contenuto d'ossigeno (cc d'ossigeno per 100 cc di sangue) espresso come percentuale della capacità d'ossigeno. Per capacità d'ossigeno si intende il contenuto d'ossigeno dopo che il campione di sangue è stato equilibrato con aria atmosferica (158 mmHg di ossigeno al livello del mare). In questa definizione non sono pertanto inclusi i due tipi di emoglobina che non legano l'ossigeno (carbossiemoglobina e metaemoglobina). Si rende allora necessaria la distinzione tra la saturazione FUNZIONALE dell'e-

moglobina, espressa dalla formula  $SaO_2 = \frac{HbO_8}{HbO_8 + Hb} \times 100\%$ <sup>27</sup> che esprime solo il contenuto di ossiemoglobina e di emoglobina ridotta; e la saturazione FRAZIONALE, definita come rapporto tra ossiemoglobina ed emoglobina totale ( $SaO_2 = \frac{HbO_8}{HbO_8 + Hb + COHb + MetHb} \times 100\%$ ), che tiene conto dei quattro diversi tipi di emoglobina<sup>33</sup>.

Il sangue di un adulto contiene quattro tipi di emoglobina: ossiemoglobina (HbO<sub>8</sub>), emoglobina ridotta (Hb), metaemoglobina (MetHb), e carbossiemoglobina (CoHb). I due ultimi tipi sono normalmente presenti in piccole concentrazioni eccetto che in condizioni patologiche<sup>33</sup>, solitamente estranee alle più comuni situazioni di anestesia.

Considerando una soluzione contenente un determinato soluto, è possibile conoscere la concentrazione di questo misurando l'intensità della luce dopo che questa ha attraversato la soluzione, cioè determinandone l'assorbanza. Questa è espressa dalla formula:  $A = DCx$  dove A è l'assorbanza, D la distanza percorsa dalla luce attraverso il liquido, C la concentrazione del soluto (cioè dell'emoglobina) ed x il coefficiente di estinzione del soluto (che è una costante per un dato soluto ad una determinata lunghezza d'onda). La formula rappresenta quindi il prodotto della path length per la concentrazione del soluto e per il coefficiente di estinzione dello stesso.

Misurando quindi l'assorbanza della luce trasmessa attraverso un letto tissutale, il pulso-ossimetro riesce a determinare la percentuale di saturazione dell'emoglobina<sup>33</sup>.

Il pulso-ossimetro è costituito da un computer (che elabora i segnali ricevuti) collegato ad una sonda composta da una pinza a coccodrillo che sorregge due sensori, un fotodiodo emittente luce (definito anche LEDS - al plurale poiché possiede due fonti luminose) ed un fotodetector (che riceve la luce inviata, attraverso il letto tissutale, dalla fonte luminosa).

I due sensori vengono applicati, tramite la pinza, a due superfici contrapposte di una stessa struttura (labbro, dito, lingua, ecc.).

Il fotodiodo emittente (LEDS) utilizza due luci di diversa lunghezza d'onda: 660 nanometri (luce rossa) e 940 nanometri (luce vicino all'infrarosso). Queste due lunghezze d'onda sono state scelte in quanto consentono una massima sensibilità nel rilevamento; infatti la differenza tra i coefficienti di estinzione dell'ossiemoglobina e dell'emoglobina desossigenata alle due lunghezze d'onda è massima: a 660 nm l'emoglobina ridotta assorbe dieci volte di più dell'ossiemoglobina, a 940 nm, il coefficiente d'estinzione dell'ossiemoglobina è più grande di quello dell'emoglobina desossigenata. In parole più semplici, il sensore, a queste lunghezze d'onda, è posto nelle condizioni migliori per distinguere i due tipi di emoglobina (Fig. 4).

Nel caso specifico del pulso-ossimetro, per "path length" si intende la distanza che la luce percorre dal fotodiodo emittente al fotodetector. Poiché la luce viene trasmessa attraverso un letto tissutale, essa viene assorbita anche da numerosi elementi oltre all'emoglobina arteriosa, quali la pelle, i tessuti molli, l'osso ed il sangue venoso, capillare e quello non pulsatile (Fig. 5).

Tutti i pulsossimetri riconoscono che la sola assorbanza pulsatile tra il fotodiodo emittente e il fotodetector è quel-

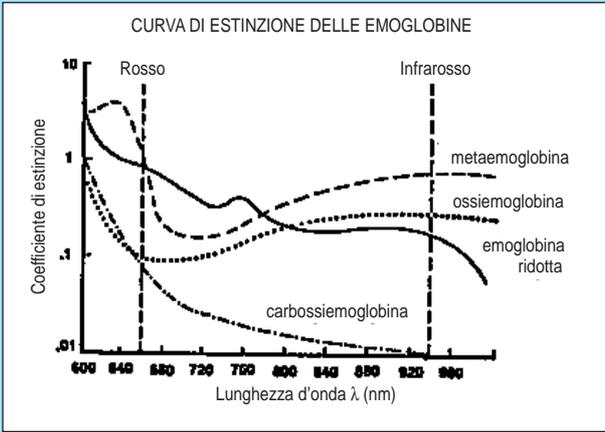


FIGURA 4 - Spettro di assorbanza della luce di quattro tipi di emoglobina<sup>33</sup>.

$$R = \frac{AC_{660}/DC_{660}}{AC_{940}/DC_{940}}$$

dove AC è la componente pulsatile dell'assorbanza e DC la componente non pulsatile della stessa.

Il rapporto R varia approssimativamente da un valore di 0,4 (che corrisponde ad una saturazione del 100%) a uno di 3,4 (saturazione dello 0%). Attraverso elaborazione del computer in esso contenuto, lo strumento ottiene il valore della SpO<sub>2</sub> da R; la correlazione matematica fra SpO<sub>2</sub> ed R è raffigurata dalla "curva di calibrazione" (Fig. 6). Questa curva è stata ottenuta sperimentalmente calcolando la correlazione tra "R" e la saturazione emoglobinica su persone volontariamente prestatasi allo studio.

Quando il rapporto tra l'assorbanza della luce rossa e infrarossa è uno, la saturazione (SpO<sub>2</sub>) è approssimativamente 85%<sup>33</sup>.

Fino ad ora, per facilitare la comprensione di questo difficile argomento, abbiamo preso in considerazione solo l'assorbanza determinata dall'ossiemoglobina e dalla emoglobina desossigenata, come se la carbossiemoglobina e la metaemoglobina non fossero presenti. Nella realtà, la presenza fisiologica di questi due composti, poiché minima, non altera il rilevamento della SpO<sub>2</sub>. Tuttavia, per maggior chiarezza, bisogna precisare che i coefficienti d'estinzione per la carbossiemoglobina e per la metaemoglobina non sono zero nel range del rosso e dell'infrarosso (Fig. 4), pertanto la loro presenza contribuisce all'assorbanza, e, nel caso in cui siano presenti in maniera massiva, causa errori nel rilevamento del pulso-ossimetro<sup>33</sup>.

Considerando che a quelle due lunghezze d'onda (660 e 940 nm) i quattro tipi di emoglobina possiedono ognuno una propria assorbanza e un proprio coefficiente di estinzione (costante per ciascuna lunghezza d'onda), la formula A=DCx diventa A=D(C1x1 + C2x2 + C3x3 + C4x4).

La metaemoglobina possiede una elevata assorbanza pulsatile ad entrambe le lunghezze d'onda, causando un aumento sia del numeratore che del denominatore del rapporto di assorbanza R, e facendo tendere questo all'unità. Questo spiega perché all'aumento dei livelli di metaemo-

la del sangue arterioso: l'espansione delle pareti arteriolari, dovuta all'evento pulsatile, produce un incremento nella distanza percorsa dalla luce attraverso il liquido, aumentando quindi l'assorbanza del sangue. Grazie a questo aumento di assorbanza, lo strumento riesce a distinguere il sangue arterioso da tutte le altre componenti (assorbenti ma non pulsatili) del letto tissutale.

Per calcolare l'SpO<sub>2</sub> lo strumento deve elaborare, in pochi istanti, i dati trasmessi dai sensori luminosi: i diodi emittenti luce si attivano in modo alterno, inviando in poche frazioni di secondo luce rossa e infrarossa in successione. A questo punto lo strumento determina la componente pulsatile dell'assorbanza (quella data dal sangue arterioso pulsatile) alle due lunghezze d'onda, poi la divide per la corrispondente componente non pulsatile (data da sangue arterioso non pulsatile, sangue venoso e capillare, e da tutti gli altri tessuti) sempre ad entrambe le lunghezze d'onda. Si ottiene così l'assorbanza dovuta all'evento pulsatile.

Quindi lo strumento stima la saturazione dell'emoglobina mediante un rapporto: quello tra le due assorbanze "pulsatili" ottenute alle due lunghezze d'onda<sup>33</sup>;

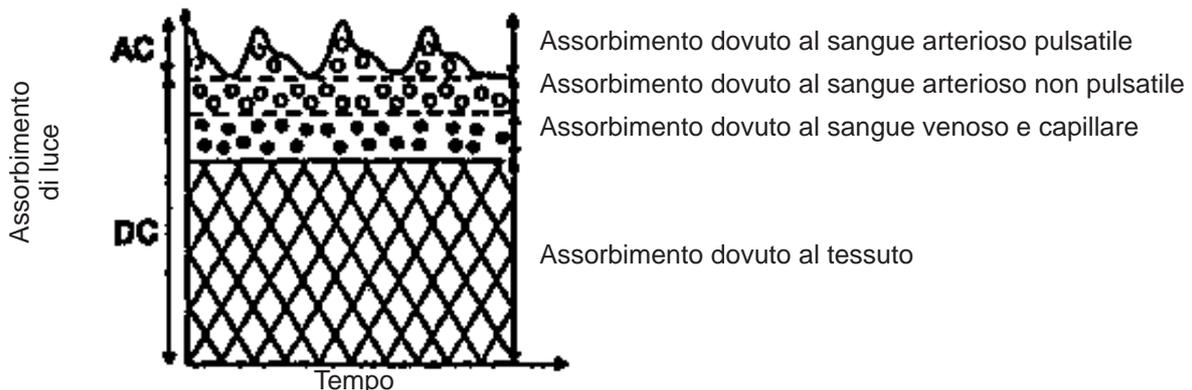


FIGURA 5 - Assorbanza della luce attraverso i tessuti vivi<sup>33</sup>.

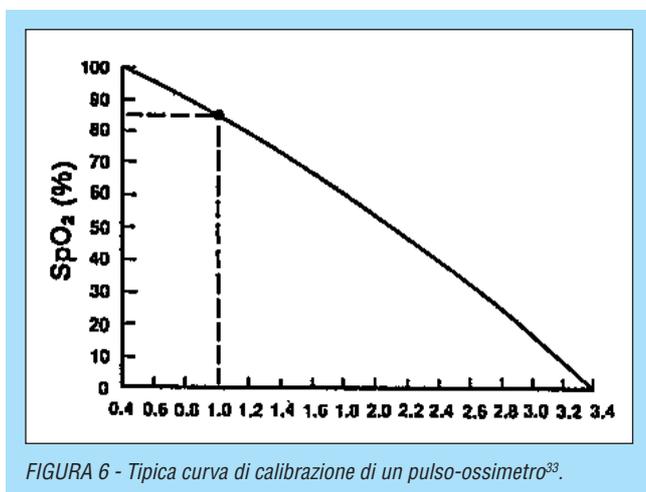


FIGURA 6 - Tipica curva di calibrazione di un pulso-ossimetro<sup>33</sup>.

globina, la saturazione (SpO<sub>2</sub>) rilevata dal pulso-ossimetro tende all'85% ed eventualmente diventa pressoché indipendente dall'effettiva SaO<sub>2</sub>.

L'influenza della carbossiemoglobina sui valori del pulso-ossimetro è stata valutata sperimentalmente sui cani; essa condiziona la SpO<sub>2</sub> secondo la formula:  $SpO_2 = HbO_8 + 0,9 \times COHb / \text{total Hb} \times 100\%$ <sup>32</sup>. In altre parole, poiché il pulso-ossimetro a due lunghezze d'onda non distingue la ossiemoglobina dalla carbossiemoglobina, in presenza di elevati livelli di quest'ultima, lo strumento sovrastima la saturazione dell'emoglobina arteriosa. All'aumentare della concentrazione di carbossiemoglobina (e, contemporaneamente, al diminuire di quella dell'ossiemoglobina), i valori di SpO<sub>2</sub> diventano circa uguali alla somma dei valori di ossiemoglobina e carbossiemoglobina presenti. Inoltre, ad una concentrazione di carbossiemoglobina del 70% (letale per un essere vivente), alla quale è presente circa il 20% di ossiemoglobina, il pulso-ossimetro fornisce ancora una SpO<sub>2</sub> del 90% o addirittura maggiore; il pulso-ossimetro non fornisce cioè alcun indizio della presenza di carbossiemoglobina<sup>32</sup>.

Ricordiamo inoltre che il rapporto di assorbanza R potrebbe essere influenzato da qualsiasi sostanza presente nel sangue pulsatile che assorbe luce a 660 e 940 nm e non era presente alla stessa concentrazione nelle persone utilizzate per definire la curva di calibrazione<sup>33</sup>.

I principali problemi nella rilevazione ossimetrica sono dati da quei fattori che disturbano l'identificazione dell'assorbanza del sangue arterioso. Questi sono rappresentati dalla luce dell'ambiente, dalla scarsa perfusione (scarsa intensità del segnale AC/DC), dal movimento e dalla pigmentazione cutanea e delle mucose.

- Il fotodetector non riesce a discriminare una lunghezza d'onda di luce da un'altra e, pertanto, non riesce a distinguere se la luce ricevuta origina dal LED rosso (cioè dalla fonte luminosa della luce rossa), da quello infrarosso o dall'ambiente. Questo problema è risolto in quanto lo strumento alterna l'attivazione dei LED rosso ed infrarosso: dapprima si accende quello rosso ed il fotodetector "legge" la luce rossa più quella dell'ambiente; successivamente quello rosso si spegne, e si accende il LED infrarosso e viene letta la luce infrarossa più quella dell'ambiente. Infine entrambi i LED (cioè le fonti luminose della luce rossa ed infrarossa) si spen-

gono e il fotodetector genera un segnale dalla sola luce ambientale. Questa sequenza è ripetuta centinaia di volte al secondo, in modo da eliminare l'interferenza della luce. Clinicamente il problema può essere minimizzato coprendo il sensore con un telo scuro<sup>33</sup>.

- Altro problema è una scarsa intensità del segnale AC sul rapporto AC/DC (cioè una scarsa assorbanza dovuta alla pulsatilità): quando il segnale pulsatile è scarso, il pulso-ossimetro lo amplifica e stima la saturazione dal rapporto dell'assorbanza amplificata; assieme al segnale, però, viene amplificato anche il disturbo di fondo che potrebbe essere preso in considerazione dallo strumento per calcolare da questo il valore di SpO<sub>2</sub>. Per prevenire questo problema sono stati incorporati dei minimi valori per il segnale (pulsatile, con il quale viene stimato il rapporto R) al di sotto dei quali lo strumento non stima il valore dell'SpO<sub>2</sub>.

È stato visto che durante lo shock emorragico il pulso-ossimetro può sottostimare la saturazione o perdere addirittura il segnale. Perdita del segnale o diminuzione della precisione della stima (a causa sempre di un minor segnale) possono verificarsi anche in casi di estrema resistenza vascolare periferica<sup>29,33</sup>.

- Il problema più grande rimane però il movimento del paziente durante l'anestesia, dovuto, per esempio, all'uso di agenti dissociativi (ketamina), ai cosiddetti "risvegli intraoperatori" (dovuti ad un passaggio del paziente ai piani più superficiali dell'anestesia), o ad induzioni troppo lente.

In presenza di un debole segnale AC/DC, il pulso-ossimetro segnala "RICERCA DEL POLSO"; rimane cioè in attesa di porre in media i dati raccolti. Se lo strumento calcola la media dei suoi rilievi in un periodo più lungo di tempo, gli effetti di un disturbo intermittente dovuto al movimento saranno minori. Questo rallenta anche il tempo di risposta ad una repentina variazione dell'SaO<sub>2</sub>. La maggior parte dei pulso-ossimetri permettono di scegliere tra alcuni tempi di calcolo della media. I progettisti possono inoltre usare sofisticati algoritmi per identificare e respingere i segnali spuri. Questi algoritmi possono accertare il segnale del rapporto AC/DC, o controllare la validità della stima della saturazione calcolando la sua frequenza di cambiamento. Cambiamenti molto rapidi di saturazione potrebbero quindi non essere posti in media nel display dell'SpO<sub>2</sub>, o potrebbero essere considerati fattori di minor peso ai fini del calcolo della saturazione<sup>33</sup>.

- È noto che la pigmentazione cutanea o delle mucose può influire negativamente sul rilevamento, così come i peli e l'assenza di un sufficiente letto arteriolare, condizioni che si traducono tutte in una minore intensità del segnale ricevuto, indicata dall'apposito "indicatore"<sup>17,35,40</sup>.

Ricordiamo inoltre che, nei cavalli, può raramente accadere che la frequenza cardiaca indicata sul display sia doppia rispetto a quella reale, in quanto il pulso-ossimetro rileva due onde pulsatili per ogni contrazione cardiaca (vengono emessi due segnali acustici molto ravvicinati per ogni contrazione cardiaca), rimanendo comunque corretta la stima dell'SpO<sub>2</sub>; a questo fenomeno sono state date diverse spiegazioni: per alcuni si tratterebbe di un'onda venosa del polso che segue l'onda principale; per altri sarebbe dovuto ad una riflessione dell'onda del polso nelle

arterie periferiche a causa delle loro pareti rigide; quest'onda riflessa verrebbe a riflettersi nuovamente sulla valvola aortica, ritornando, anche se molto smorzata, nelle arterie periferiche. Questa seconda onda viene chiamata onda "dicrotica" e non può essere rilevata con la palpazione del polso; quando però raggiunge una certa soglia, viene ritenuta un'onda del polso a sé stante e viene segnalata pertanto dal pulso-ossimetro.

Questo fenomeno potrebbe essere giustificato da una diversa elasticità vasale e valvolare nei cavalli<sup>17</sup>. Numerosi studi sulla congruenza dei valori stimati dal pulso-ossimetro rispetto a quelli ottenuti mediante emogasanalisi, indicano che, ad una saturazione d'ossigeno dell'emoglobina maggiore del 90%, i valori di SpO<sub>2</sub> indicati dal pulso-ossimetro sono leggermente più bassi della reale saturazione d'ossigeno dell'emoglobina arteriosa; ad una saturazione minore del 70% tendono invece ad essere più alti<sup>33</sup>.

Il costruttore indica per valori tra il 70 e il 100% di saturazione una precisione di +/- 2 punti percentuali, mentre tra il 50% ed il 69% +/- 3 punti percentuali e tra 0 e 49% una precisione non specificata<sup>19</sup>.

Per ottenere dal pulso-ossimetro dei valori ossimetrici che si possano considerare veritieri, la sonda deve rimanere applicata al sito per almeno 30 secondi. Inoltre, la frequenza cardiaca misurata palpando il polso arterioso deve corrispondere alla frequenza misurata dal pulso-ossimetro. Perché la misurazione ossimetrica sia ritenuta valida occorre anche che sul display sia indicata una buona ricezione dell'onda pulsatile<sup>39</sup>. Questa viene raffigurata dall'"INDICATORE dell'ampiezza del polso" che indica con quale intensità lo strumento capta il segnale pulsatile e che fornisce una chiara indicazione della perfusione periferica<sup>5,17,22</sup>.

Variazioni dell'intensità con la quale il pulso-ossimetro rileva il polso (segnalata dall'INDICATORE dell'ampiezza) possono essere date da anemia, ingente vasocostrizione periferica dovuta ad ischemia da compressione, ipotermia, shock, effetti collaterali di medicinali o di sostanze vasoattive<sup>14,17,29,40</sup>.

## IL MONITORAGGIO MEDIANTE SENSORI A RAGGI INFRAROSSI IN MEDICINA UMANA E VETERINARIA

Il primo strumento per misurare in maniera continua la saturazione d'ossigeno del sangue sui pazienti umani fu costruito nel 1935 da Matthes, che utilizzò due luci a diversa lunghezza d'onda per transilluminare il letto tissutale. Il termine "ossimetria" fu coniato negli anni '40 da Millikan, per descrivere uno strumento (denominato appunto "ossimetro") che utilizzava, come il precedente modello, una fonte luminosa e le cui prime applicazioni avvengono in medicina umana. Già nel 1951 una pubblicazione<sup>30</sup> sottolineava l'importanza dell'ossimetro nel rilevare l'anossia nei pazienti in narcosi anche quando l'osservazione del polso, la pressione sanguigna, il colore del paziente e il tono vascolare periferico non rivelavano anomalie. Negli anni '70 la Hewlett-Packard commercializzò il primo ossimetro che utilizzava luci di otto diverse lunghezze d'onda per determinare la saturazione emoglobinica. Questo strumento utilizzava il metodo del riscalda-

mento del sito di applicazione della sonda, per "arteriolizzare" il sangue capillare. Sempre negli anni '70 Takuo Aoyagi costruì invece un ossimetro che misurava la saturazione dell'emoglobina arteriosa analizzando l'assorbimento pulsatile della luce, cioè senza riscaldare il sito di applicazione della sonda. Alla fine degli anni '70, poi, risalgono anche gli ossimetri che utilizzano diodi emittenti luce come fonte e fotodiodi come detectors. Infine negli anni '80, sempre in medicina umana, vengono realizzati i primi "pulsossimetri", strumenti simili nel funzionamento a quelli oggi in uso, muniti di un microprocessore digitale per ottenere un complesso algoritmo di calibrazione (basato sui dati ottenuti dalla sperimentazione sull'uomo) ed utilizzati routinariamente per un monitoraggio continuo e non invasivo<sup>33</sup>.

In questi stessi anni, l'utilizzo dei raggi infrarossi (e quindi del pulso-ossimetro) per la valutazione della SpO<sub>2</sub> e della frequenza cardiaca entra in uso anche in medicina veterinaria, come metodo di monitoraggio dei pazienti in anestesia generale, e numerosi sono gli Autori che hanno scritto a questo riguardo<sup>2,6,9,12,14,15,17,18,22,24,26,34,36,37,39,40</sup>. Alcuni di essi hanno focalizzato la loro attenzione sull'utilità e applicabilità del pulso-ossimetro<sup>4,9,20,22,24,36,39</sup>, i più hanno preferito verificare, nelle varie specie e mediante emogasanalisi, la veridicità dei dati forniti dallo strumento<sup>9,11,15,17,24,26,36,37</sup>, in riferimento a diversi protocolli anestesiológicos<sup>15,34,36</sup> od a diminuzione dei livelli di ossigeno inalato provocati sperimentalmente<sup>9,15,17,26</sup>. Huss e Anderson nel cane hanno rilevato un indice di correlazione  $R = 0,72$  e  $p = 0,014$  con una sottostima del valore di SpO<sub>2</sub> rispetto a SaO<sub>2</sub>. Lemaire et al. nel cane hanno trovato una correlazione con  $R = 0,67$  e  $p < 0,05$  ds. Von Dagerfeld e Trucchi in cane e suino hanno rilevato valori di SpO<sub>2</sub> > 90%. Sendak, Harris et al. nel cane hanno trovato  $R = 0,97$  con una sottostima media di 7%. Jacobson et al. (cane) un  $R = 0,97$  e una sottostima minore di 0.0001 ds a valori fisiologici, mentre una soprastima per saturazioni inferiori al 70%. Redondo Garcia et al. sempre nel cane hanno riscontrato vari gradi di bradicardia e di ipossia in anestesia. Vesce, Cuomo, Pasolini, Lamagna hanno determinato una sottostima di SpO<sub>2</sub> nei confronti di SaO<sub>2</sub> variabile da 1,23% a 3,56%. Nel cavallo Maier et al. hanno riscontrato una sottostima di SpO<sub>2</sub> rispetto a SaO<sub>2</sub> per valori < 90% e viceversa per quelli superiori, con correlazione molto buona ( $R = 0,67$ ) e scarsa dispersione.

Molti Autori, quindi, hanno descritto alcuni dei possibili siti di applicazione della sonda del pulso-ossimetro, in campo veterinario, trattando però, quasi sempre, i problemi pratico-applicativi (che possono derivare dall'utilizzo dello strumento) secondariamente rispetto al confronto tra stima dei valori rilevati dallo strumento (SpO<sub>2</sub>) ed emogasanalisi.

Per quanto riguarda i **piccoli animali**, il sito più comunemente utilizzato è la lingua<sup>4,9,11,15,22,26,34,36</sup>, assieme (ma con risultati variabili) al cuscinetto digitale, alla coda negli animali di più piccola taglia, al labbro, alla mucosa del prepuzio, della vulva o del retto, alla terza palpebra, ad una plica cutanea a livello del ventre<sup>9,15,22,36</sup>.

Per quanto riguarda il **cavallo** i due siti più utilizzati sono la lingua (che permette sempre un buon rilevamento del segnale) e l'orecchio<sup>17,37</sup>; narice, labbro e vulva hanno ottenuto risultati variabili.

## ESPERIENZA

### Materiali e metodi

L'esperienza clinica da noi effettuata su 48 pazienti (19 cavalli, 23 cani, 6 gatti) ha avuto lo scopo di valutare l'applicabilità e la praticità del pulso-ossimetro per un suo corretto utilizzo professionale. In particolare abbiamo voluto studiare le difficoltà che può incontrare un veterinario nell'applicare la sonda ai vari siti nei nostri animali, ricordando che questi strumenti sono stati progettati originariamente per un uso su pazienti umani, quindi per siti di applicazione più omogenei (dita, lobo auricolare, naso).

Abbiamo voluto descrivere una "mappa" dei siti di applicazione della sonda, la possibilità di un loro uso, le loro deficienze e gli eventuali problemi nel rilevamento dei valori dell' $SpO_2$ . L'esperienza inoltre è stata condotta in corso di protocolli anestesiológicos scelti "ad hoc" dal chirurgo per ogni singolo paziente e non finalizzati all'utilizzo del pulso-ossimetro.

Durante tutta la durata della nostra esperienza non abbiamo verificato, mediante emogasanalisi, la veridicità dei dati ( $SpO_2$ ) forniti dallo strumento, riservandoci di verificarne successivamente la veridicità dei valori.

La frequenza cardiaca è stata valutata tramite osservazione diretta per verificarne la corrispondenza con i valori stimati dallo strumento; corrispondenza, come prima ricordato, importantissima ai fini di un buon rilevamento.

Per il monitoraggio cardiaco ed ossimetrico, abbiamo utilizzato un pulso-ossimetro NELLCOR (mod. N-20-PA), (Fig. 7) abbinato al sensore V-SAT specifico per veterinaria, costituito da un sensore multiposizione NELLCOR D-YS e da una clip grande VSC-L. Abbiamo applicato il sensore in 10 diversi siti, che abbiamo voluto classificare in base alle superfici sulle quali si appoggiano il fotodiode emittente luce (LEDS) ed il fotodetector.

## RISULTATI

I monitoraggi ritenuti validi nei confronti della continuità della rilevazione vengono riassunti nella Tabella 1.

### 1) SITO MUCOSA/MUCOSA

- L'unico sito da noi utilizzato con superfici entrambe mucose è stato la **lingua** (Fig. 8); nello specifico la punta della lingua (nei cavalli) o la metà di questa (nei cani e nei gatti), lungo la linea mediana, applicando i fotodiode emittenti luce rossa e infrarossa (LEDS) sulla parte superiore ed il fotodetector inferiormente, o viceversa.



FIGURA 7



FIGURA 8

### 2) SITI MUCOSA/PELLE

- **Labbro superiore** (cani e cavalli) (Fig. 9) con LEDS sulla mucosa e fotodetector sulla cute.
- **Commessura labiale** (cani) con LEDS sulla mucosa e fotodetector sulla cute.
- **Labbra vulvari** (cavalli) con LEDS sulla mucosa e fotodetector sulla cute.
- **Sfintere anale** (cavalli), con LEDS sulla mucosa e fotodetector sulla cute.

### 3) SITI PELLE/PELLE

- **Avambraccio** di un gatto, previa depilazione della parte, utilizzando una sola volta la sonda D-25(L) a cerotto, impiegata in medicina umana.
- **Cuscinetto digitale** (nei gatti) con LEDS e fotodetector

Tabella 1

Specie	N.° paz. sondati	Lingua	Labb. sup.	Labbro inferiore	Comm. Lab.	Narice	Falsa narice	Sfint. anale	Cuscin. Digit. Post.	Orecchio	Prepuzio
Cane	23	23	7		3				0		
Gatto	6	3							4	1	
Cavallo	19	17	5	2		2	1	8			2

posizionati indifferentemente l'uno dorsalmente e l'altro ventralmente e viceversa.

- **Aree depigmentate della lamina interna del prepuzio** (aree che non sono presenti in tutti i cavalli) (Fig. 10), applicando la sonda su una plica cutanea di queste aree.

## CONDIZIONI

- Il sito è stato scelto in base alla pigmentazione cutanea e delle mucose, e in base al tipo d'intervento, per non ostacolare l'opera del chirurgo. Il sito inoltre, durante il periodo operatorio, è stato più volte cambiato al fine di identificare il sito d'elezione per ogni singolo paziente.
- Abbiamo considerato la lingua come sito di applicazione d'elezione della sonda, in quanto organo molto vascolarizzato e che, secondo la letteratura, fornisce la stima dell' $SpO_2$  più vicina alla reale saturazione dell'emoglobina arteriosa<sup>15,22,34</sup>.
- Abbiamo inoltre classificato l'intensità del segnale ricevuto (indicata sul display dal segnale intensità del polso, costituito da barrette che si illuminano in maniera sincrona all'onda pulsatile) in:

**BUONA:** quando si illuminano i 2/3 delle barrette.

**MEDIA:** quando si illumina la metà delle barrette.

**SUFFICIENTE:** quando si illumina solo 1/3 delle barrette.

- Nel considerare un punto di applicazione della sonda valido per il monitoraggio (vedi tabella dei risultati), ci siamo discostati dalla regola di Huss et al.<sup>9</sup> di considerare inidoneo un punto di applicazione durante il monitoraggio dopo due tentativi di risistemare la sonda o comunque di ripristinare il segnale, e abbiamo posto come limite per la bontà del rilevamento che esso iniziasse entro 1 minuto dall'applicazione della sonda nel punto di applicazione e fornisse un segnale continuo con un massimo di un'interruzione ogni 10'. Questo perché in condizioni cliniche può comunque succedere che un movimento dell'animale (ad es. un atto deglutitorio) interrompa il rilevamento, a prescindere dalla bontà del punto di applicazione.

- Dato che le esperienze sono state fatte durante la pratica clinica, l'eventuale incompatibilità delle manovre chirurgiche e dei rilevamenti era superata effettuando questi ultimi a intervento terminato, fatto salvo un regolare monitoraggio intraoperatorio, per garantire lo stato del paziente.

## CARATTERISTICHE DEI SITI DI APPLICAZIONE DELLA SONDA

### • MUCOSA/MUCOSA

La **lingua** è stato il sito più utilizzato in tutti gli animali durante le anestesie da noi monitorizzate. Come già detto, abbiamo considerato questo sito come punto di riferimento, a conferma anche di quanto espresso dalla letteratura veterinaria<sup>4,11,15,17,22,26,34,36,37</sup>, poiché ha sempre reso possibile il monitoraggio con buona intensità del segnale ricevuto. Le considerazioni su questo sito riguardano il posizionamento della sonda e i problemi legati principalmente a: ischemia del sito di applicazione, ptialismo e movimenti della lingua.



FIGURA 9



FIGURA 10

Abbiamo posizionato la sonda all'apice (nei cavalli)<sup>17</sup> o a circa metà della sua lunghezza (nei cani e nei gatti), sulla linea mediana, in prossimità del punto in cui scorrono le arterie linguali profonde<sup>17</sup>. Come già espresso, la misurazione dell' $SpO_2$  viene infatti effettuata dallo strumento su un letto arteriolare; se è però possibile collocare la sonda nelle vicinanze di una grossa arteria, si è sicuri che il segnale ricevuto dal pulso-ossimetro sarà di ottima qualità.

I migliori risultati, in termini di intensità del segnale ricevuto, li abbiamo ottenuti collocando i LEDS sulla faccia ventrale e il fotodetector su quella dorsale. Si è verificato che il segnale venisse perso a causa di una minor vascolarizzazione, dovuta ad una ischemia del sito di applicazione determinata dalla sonda o ad un raffreddamento della lingua. In questi casi è sufficiente riposizionare la sonda dopo aver massaggiato la lingua (per riottenere una circolazione sufficiente al rilevamento del segnale)<sup>17</sup>.

Nel caso in cui si verifichi ptialismo con eccessiva presenza di saliva sulla lingua che impedisca l'applicazione della sonda, è sufficiente asciugare la lingua con una garza per impedire lo scivolamento della sonda.

Utilizzando la ketamina, che non deprime il riflesso faringeo e laringeo<sup>16</sup>, l'applicazione della sonda a questo livello può risultare difficoltosa. Infatti i continui movimenti della lingua rendono precaria la ricezione del segnale da parte del fotodiodo. Inoltre, la ketamina provoca la liberazione di catecolamine plasmatiche con conseguente

aumento della pressione ematica centrale<sup>7,16</sup>, e conseguente vasocostrizione periferica, che rende problematico il rilevamento a livello dei siti periferici di applicazione.

Utilizzando invece ketamina associata al diazepam si ottiene un rilassamento muscolare<sup>16</sup> tale da limitare fortemente la contrattilità delle fibre muscolari linguali.

#### • MUCOSA/PELLE

Nei siti di questo tipo si devono considerare come variabili, sul versante della cute, il suo spessore, la pigmentazione e la presenza di pelo; sul versante della mucosa, la sua pigmentazione. Anche in questi siti, i movimenti determinati dalle contrazioni dei muscoli interposti tra la fonte luminosa ed il fotodetector possono rappresentare un problema nel rilevamento.

La pigmentazione della cute alla quale viene appoggiato il fotodetector non si è rivelata importante ai fini della possibilità del rilevamento; abbiamo notato infatti che il pulso-ossimetro rileva anche in presenza di cute scura o addirittura nera, purché la mucosa alla quale vengono appoggiati i LEDS sia rosea o scarsamente pigmentata.

La presenza di peli sulla cute alla quale si appoggia il fotodetector (con LEDS appoggiati ad una mucosa rosea o scarsamente pigmentata), purché non eccessiva (indipendentemente dal loro colore), non si è rivelata di intralcio al rilevamento. Ad esempio, a livello di **labbro superiore**, è stato possibile effettuare il monitoraggio anche in quegli animali con cute e mantello nero, senza dover depilare la parte (sempre che il pelo non fosse eccessivamente lungo).

In molti cavalli monitorati, invece, non è stato possibile applicare la sonda a questo livello, poiché la **mucosa del labbro superiore ed inferiore** era fortemente pigmentata.

Una eccessiva pigmentazione della mucosa, invece (alla quale si appoggiano i LEDS), non permette il rilevamento<sup>36</sup>; abbiamo notato che questo è possibile spostando di pochi millimetri la sonda dalla mucosa pigmentata (dove lo strumento non rileva alcun segnale) a quella, limitrofa, scarsamente pigmentata o addirittura depigmentata. Per esempio, nei cani, dalla mucosa pigmentata della **commessura labiale** spostandosi di poco caudalmente verso il faringe (dove era presente una mucosa scarsamente pigmentata) è stato possibile effettuare il monitoraggio con media intensità del segnale.

Nei cavalli, il monitoraggio è stato possibile anche applicando la sonda alle **labbra vulvari**, con media intensità del segnale ricevuto.

Sempre nei cavalli, la sonda è stata applicata anche allo **sfintere anale**; per far ciò è necessario che il paziente sia in anestesia profonda<sup>16</sup>, in quanto deve essere presente il rilassamento muscolare dello sfintere; solo in questo caso il pulso-ossimetro rileva il segnale. Inoltre per ottenere dei valori di SpO<sub>2</sub> precisi (che siano cioè i più vicini possibile a quelli rilevati alla lingua) è necessario posizionare la sonda sulla parte dorsale dello sfintere; posizionandola ventralmente infatti abbiamo notato che i valori indicati dal pulso-ossimetro sono inferiori rispetto a quelli ottenuti con sonda applicata alla lingua, mentre rimane corretta la stima della frequenza cardiaca.

A livello di labbro superiore e di commessura labiale l'intensità del segnale ricevuto è stata buona, mentre a livello di labbra vulvari e sfintere anale l'intensità è stata media.

#### • PELLE/PELLE

Mentre nell'uomo questo tipo di sito è il più impiegato, in medicina veterinaria le difficoltà sono notevoli, per la presenza di pelo, per la pigmentazione cutanea e per l'eccessivo spessore del letto tissutale; questi fattori (che rendono difficile il ricevimento del segnale luminoso - inviato dai LEDS - da parte del fotodetector) ci hanno permesso di utilizzare solo i siti sotto descritti; abbiamo provato ad applicare la sonda anche su altri siti pelle/pelle (coda, plica cutanea del ventre o della grassella, orecchio), ma con scarso o addirittura nessun risultato.

Per queste ragioni, l'applicazione della sonda, con i LEDS e il fotodetector applicati entrambi su due superfici cutanee, è stata possibile solo:

- 1) a livello dei **cuscinetti digitali palmari o plantari** dei gatti e dei cani di piccola taglia con cute chiara e mantello chiaro, con LEDS e fotodetector posizionati indifferentemente l'uno dorsalmente e l'altro ventralmente o viceversa.
- 2) A livello di aree di cute depigmentata della **lamina interna del prepuzio** (nei cavalli), prendendo in plica la cute con la sonda.
- 3) In un solo gatto, a livello di **avambraccio**, con la sonda a cerotto (previa depilazione della parte), ma con scarso risultato.

A livello di cuscinetti digitali e di lamina interna del prepuzio, l'intensità del segnale ricevuto è stata sufficiente.

### DIFFICOLTÀ NEL MONITORAGGIO DI UN PAZIENTE

A parte le caratteristiche, appena illustrate, per ciascun sito di applicazione della sonda, riferiamo sulle difficoltà (che riportiamo come dato oggettivo, senza però voler attribuire ad esso significato assoluto) da noi incontrate nel monitorare alcuni pazienti, indipendentemente dal sito di applicazione:

- 1) ci è capitato, in tutte le specie da noi considerate ed in tutti i siti di applicazione della sonda, durante il monitoraggio di alcuni pazienti, di osservare una progressiva diminuzione dei valori di SpO<sub>2</sub> accompagnata da una progressiva perdita del segnale, visualizzata dall'INDICATORE dell'ampiezza del polso: in questi casi è stato sufficiente spostare di poco la sonda o cambiare il suo sito, perché i valori tornassero immediatamente a livelli ottimali.
- 2) Una premedicazione eseguita con dosi elevate di farmaci che possiedono proprietà ipotensive (ad esempio l'acepromazina)<sup>3,16</sup> può rendere molto difficoltoso il rilevamento, a causa di una minor intensità del segnale ricevuto. Abbiamo osservato lo stesso fenomeno anche utilizzando, come agente preanestetico, la medetomidina<sup>17,36</sup> che induce ipotensione arteriosa associata a bradicardia<sup>16</sup>. Questo, nonostante la sonda sia stata applicata al sito più vascolarizzato, la lingua.
- 3) Come già accennato a proposito dei siti di applicazione della sonda, il monitoraggio può risultare difficile nel caso in cui, come anestetico, si utilizzi la sola ketamina non associata al Diazepam, a causa dei movimenti del sito di applicazione e della ipertensione indotta.

## IMPORTANZA DELL'INTENSITÀ DEL SEGNALE AI FINI DI UN BUON RILEVAMENTO

L'intensità del segnale fornisce un'indicazione della perfusione periferica e quindi, indirettamente, delle condizioni di circolo del paziente<sup>17,22</sup>.

In condizioni normali un evento pulsatile genera un segnale che viene captato dal pulso-ossimetro con buona, media o sufficiente intensità, in base allo spessore ed alla vascolarizzazione del sito.

Se gli eventi pulsatili, a causa per esempio di variazioni del tono vasale, generano un segnale debole (sul display compaiono 1 o 2 barrette luminose) o di intensità insufficiente ad essere rilevata dallo strumento (viene saltato il rilevamento di alcune onde pulsatili), la reale saturazione d'ossigeno emoglobinica può essere sottostimata. Questo perché viene a mancare un sufficiente segnale AC sul rapporto AC/DC, ed, inoltre, perché il pulso-ossimetro non riesce a porre in media una quantità di dati tale da permettergli di fornire valori corretti di SpO<sub>2</sub>. Il valore stimato perde allora di precisione e, di solito, se si rilevano valori bassi di SpO<sub>2</sub> (contemporaneamente ad una bassa intensità del segnale) non si è in una situazione patologica.

Una minore intensità del segnale può essere dovuta a:

- 1) massiva ipotensione determinata dall'anestetico di induzione o dalla premedicazione<sup>16</sup>;
- 2) utilizzo di farmaci, come la ketamina, che provocano un aumento della pressione ematica<sup>7,16</sup>, diminuendo la possibilità del pulso-ossimetro di rilevare l'evento pulsatile;
- 3) raffreddamento del sito di applicazione<sup>22</sup>;
- 4) più semplicemente per spostamento della sonda e conseguente incapacità da parte dello strumento di rilevare il segnale<sup>13</sup>.

## SITI D'ELEZIONE PER LE DIVERSE SPECIE ANIMALI

Abbiamo identificato, per ognuna delle tre specie considerate, i siti di applicazione della sonda, che abbiamo considerato di elezione in quanto permettono un rilevamento continuo ed affidabile, anche se ognuno con propria intensità del segnale. La scelta del sito potrà dipendere anche dalla localizzazione del campo operatorio, dal tipo di anestesia effettuato, dal grado di pigmentazione della cute e delle mucose.

**CAVALLI** - In questa specie di grande mole, è sempre possibile avere a disposizione un buon sito di applicazione. I siti migliori si sono rivelati essere quelli **mucosa/mucosa** e **mucosa/pelle**. Tra questi **la lingua** ed il **labbro superiore** (in quei cavalli con mucose leggermente pigmentate) hanno sempre permesso il monitoraggio con buona intensità del segnale rilevato. Le **labbra vulvari e lo sfintere anale**, anche se con mucosa leggermente pigmentata, hanno permesso il monitoraggio (con media intensità del segnale) durante gli interventi sulle regioni della testa.

Il fenomeno del "polso doppio" del cavallo, in precedenza descritto, è stato rilevato solo in due occasioni durante la fase di risveglio nel box di rianimazione.

**CANI** - Anche in questa specie, i migliori siti si sono rivelati quelli **mucosa/mucosa** e **mucosa/pelle**. La **lingua** è stata, assieme al **labbro superiore** ed alla **commessura**

**labiale**, il miglior sito di applicazione (tutti e tre con buona intensità del segnale rilevato).

**GATTI** - A causa della minor mole corporea di questi animali (che impedisce, in alcuni casi, l'applicazione della sonda al labbro superiore o alla commessura labiale), la sonda è stata applicata alla **lingua** (con buona intensità del segnale) solo in quegli animali anestetizzati con tiopentale. Essendo però la ketamina il farmaco d'elezione per l'anestesia nella specie felina<sup>16</sup>, ed avendola anche noi quasi sempre utilizzata in questa specie, la sonda è stata prevalentemente applicata ai **cuscinetti digitali**, con sufficiente intensità del segnale.

## UTILITÀ DEL PULSO-OSSIMETRO

Il pulso-ossimetro è risultato molto utile nel monitoraggio anestesilogico dei **pazienti a rischio**, quali cani e gatti con ernie diaframmatiche, animali con evidenti difficoltà respiratorie per problemi alle alte o basse vie aeree, animali anziani in genere, e in quelle situazioni in cui, a causa di una diminuita o variata capacità respiratoria (brucosco pie, impedimenti ad una corretta respirazione dovuti al decubito<sup>8</sup>, interventi in cavità orale), possa calare la saturazione dell'emoglobina.

In tutti gli **interventi nei quali si accede alla cavità toracica** si rende necessaria la respirazione controllata: in questo caso il pulso-ossimetro è utile per conoscere al meglio la quantità di ossigeno da somministrare per mezzo di questa. Soprattutto nel caso in cui non sia disponibile un respiratore automatico, e la respirazione venga assistita mediante pallone rianimatore di Hope, il pulso-ossimetro risulta utile per ventilare correttamente il paziente.

Nei pazienti in anestesia gassosa che respirino miscele anestetiche eccessivamente ricche di ossigeno, la respirazione può cessare spontaneamente<sup>16</sup>. Il colorito delle mucose rimane fisiologico e la respirazione riprende non appena la CO<sub>2</sub>, accumulandosi, supera i valori soglia. Il pulso-ossimetro è risultato utile per identificare questi **arresti respiratori da iperossia** che si possono verificare nel caso in cui si somministri una quantità eccessiva di ossigeno. In questi casi la SpO<sub>2</sub> indicata sul display raggiunge addirittura il 100% e di conseguenza basta attendere, senza preoccupazione, che il paziente riprenda spontaneamente a respirare. Anche in caso di **depressione dei centri respiratori** con apnea, dovuta a somministrazione di tiopentale<sup>16</sup>, se il valore di SpO<sub>2</sub> è ottimale, si attende che il paziente riprenda spontaneamente a respirare. Se ciò non avviene, prima che la SpO<sub>2</sub> raggiunga valori non di sicurezza, si esegue la respirazione controllata. Nei cavalli, dove non è sempre possibile effettuarla, l'apnea, che a volte segue all'induzione con tiopentale, è accompagnata da un progressivo calo dei livelli di SpO<sub>2</sub> per tutta la sua durata; al termine di questo periodo, dopo una profonda inspirazione, i valori di SpO<sub>2</sub> tornano rapidamente alla normalità.

Il pulso-ossimetro ha permesso inoltre di eseguire il monitoraggio durante la fase di risveglio, anche dopo la ricomparsa dei movimenti involontari; quando sono ricomparsi i movimenti della lingua del paziente, abbiamo applicato la sonda al labbro superiore, a livello del quale i movimenti sono minori e, di solito, non disturbano il rilevamento da parte del pulso-ossimetro.

## UTILIZZO CONTEMPORANEO DI DUE PULSO-OSSIMETRI

L'utilizzo contemporaneo, sul cavallo, di due pulso-ossimetri applicati in due diversi siti (o nello stesso sito ma in posizione diversa) ci ha permesso di notare delle differenze nei valori rilevati dai due strumenti.

Abbiamo posto una sonda alla **lingua** per tutta la durata dell'intervento mentre l'altra è stata applicata alternativamente a tutti gli altri possibili siti, cambiandole posizione ogni 10 minuti.

Le differenze maggiori sono state tra lingua e **labbra vulvari**, lingua e **porzione ventrale dello sfintere anale**, lingua e **lamina interna del prepuzio** (nonostante l'intensità del segnale ricevuto fosse media nei primi due siti e sufficiente nell'ultimo), con scarti fino ad 8 punti percentuali nei primi 20-30 minuti di anestesia.

Trascorso questo periodo, la differenza diminuisce gradualmente, fino ad attestarsi attorno ai 2 o 3 punti percentuali di scarto.

Applicando invece la sonda alla **porzione dorsale dello sfintere anale**, trascorso il periodo suddetto, i valori sono stati pressoché uguali, con al massimo 1 o 2 punti percentuali di scarto.

Applicando le due sonde allo stesso sito a poca distanza l'una dall'altra (per esempio **porzione mediale e laterale della lingua**), abbiamo rilevato una differenza massima di 1 o al massimo 2 punti percentuali. Per quanto invece riguarda l'applicazione delle sonde in due siti diversi ma vicini tra loro, come per esempio **lingua e labbro superiore**, **labbra vulvari e porzione ventrale dello sfintere anale**, la differenza è stata di 4 punti percentuali al massimo.

Nel cane, alternando ogni 5 minuti (con un solo pulso-ossimetro) la sonda nei siti **lingua, labbro superiore e commessura labiale**, i valori di SpO<sub>2</sub> sono stati quasi identici nei tre siti, con una differenza massima di 4 punti percentuali; i valori maggiori in questo caso sono stati rilevati a livello di labbro superiore.

In tutti i siti di applicazione la frequenza cardiaca rilevata è sempre risultata identica.

La differenza dei valori (verificatasi nei cavalli durante i primi 20-30 minuti dell'anestesia) ottenuti applicando la sonda alla lingua rispetto a quelli che si ottengono a livello di labbra vulvari, sfintere anale ed aree depigmentate della lamina interna del prepuzio, potrebbe essere dovuta a diverse cause:

1) l'induzione con tiopentale somministrato "in bolo" endovenoso determina un aumento della frequenza cardiaca ed una minor gittata cardiaca, con aumento della pressione aortica e delle resistenze vascolari periferiche<sup>10,16</sup>. Nel cavallo, come in cani e gatti, si rileva una moderata ipotensione sistemica. Dopo un periodo di tempo variabile le funzioni cardio-vascolari si ristabilizzano<sup>3</sup>. Abbiamo ipotizzato che la minor gittata cardiaca determinerebbe una priorità di circolo alla testa; appartenendo la lingua a questo distretto, ed essendo comunque più vascolarizzata degli altri siti di applicazione della sonda, il segnale rilevato, e quindi la stima dell'SpO<sub>2</sub>, sarebbe maggiore a questo livello. Questa differenza si risolverebbe col passare del tempo. Questo fenomeno, nel cavallo, perdurerebbe per un tempo di

20-30 minuti, per poi risolversi gradualmente col passare del tempo. Abbiamo effettivamente notato che, trascorso questo periodo, la differenza dei valori ottenuti ai diversi siti (centrali e periferici) tende gradualmente a diminuire;

- 2) l'estrema situazione stressante, nella quale il paziente si trova nella fase iniziale dell'anestesia, induce la liberazione di catecolamine che provocano vasocostrizione periferica. Il miglioramento della perfusione dei tessuti e così anche della qualità del segnale ricevuto, che s'instaura col procedere dell'anestesia, potrebbe essere dovuto, da una parte al diminuire dello stress, dall'altra all'azione vasodilatatoria dell'atolano<sup>17</sup>;
- 3) la qualità del rilevamento e, quindi, la corrispondenza dei valori di SpO<sub>2</sub> stimati ai valori reali potrebbe dipendere da spessore e temperatura del sito di applicazione<sup>22,36</sup>. Per quanto riguarda lo spessore, la minor SpO<sub>2</sub> rilevata a livello di labbra vulvari, sfintere anale e lamina interna del prepuzio (tutti siti di minor spessore rispetto alla lingua), potrebbe essere dovuta alla presenza di una minor rete arteriolare. Per quanto invece riguarda la temperatura, è stato già detto che una minor vascolarizzazione del sito può essere causata proprio da un abbassamento di questa<sup>22</sup>, con conseguente minor intensità del segnale ricevuto.

Queste considerazioni, prevalentemente tratte dalla letteratura, fanno tutte riferimento a fenomeni di vasocostrizione o vasodilatazione.

Considerando che il sangue possiede in tutti i distretti arteriosi lo stesso valore di saturazione emoglobinica, sono sicuramente queste variazioni nel tono vasale che, alterando l'intensità del segnale AC sul rapporto AC/DC (importantissimo al fine di un corretto rilevamento), determinano una scarsa assorbanza al passaggio dell'onda pulsatile e quindi non permettono una corretta stima della saturazione emoglobinica da parte dello strumento.

## CONCLUSIONI

Il monitoraggio di un paziente chirurgico in anestesia generale mediante pulso-ossimetro permette di seguire al meglio le condizioni di salute del paziente, sia perché si può effettuare un monitoraggio continuo della frequenza cardiaca, sia perché si può venire a conoscenza del parametro fondamentale dell'ossimetria.

L'utilizzo dello strumento, se abbinato ad una buona osservazione diretta del paziente, riduce sicuramente la possibilità di incorrere in incidenti intraoperatori in corso di anestesia, o comunque permette di anticiparli; rende possibile prevenire i risvegli intraoperatori (causa di disturbo all'opera del chirurgo) identificando indirettamente la profondità dell'anestesia o l'eventuale necessità di assistere la respirazione del paziente; va sottolineato infine il basso costo, rispetto ai benefici che un pulso-ossimetro - se correttamente utilizzato - può portare al chirurgo-anestesista.

Le anestesi effettuate con l'ausilio del pulso-ossimetro quindi possono rendere il chirurgo più sicuro durante l'intervento e far acquisire una notevole conoscenza delle variazioni dei parametri cardiaci ed ossimetrici dei pazienti in anestesia generale.

## Ringraziamenti

*Gli Autori ringraziano la ditta Foschi che ha reso disponibili gli strumenti utilizzati per questo studio.*

## Parole chiave

*Monitoraggio anestesologico, ossimetria, pulso-ossimetro.*

## Key words

*Anaesthetic monitoring, oximetry, pulse oximeter.*

## Bibliografia

1. Aguggini G., Beghelli V., Giulio L.F. "Fisiologia degli animali domestici con elementi di etologia", Ed. UTET - Torino, 1992.
2. American College of Veterinary Anesthesiologists Suggestions for monitoring anesthetized veterinary patients. J Am Vet Med Assoc, 206:936, 1995.
3. Booth N.H., Mc Donald L.E. "Farmacologia e terapeutica veterinaria", Ed. EMSI - Roma, 1991.
4. Garcia R., Villamandos G., Valenzuela S., Calatrava J.R., Jurado A. Pulso-oximetria en la anestesia general del perro. Med.Vet., 13, 5:298, 1996.
5. Greenblott G.B., Gerschultz S., Tremper K.K. Blood flow limits and signal detection comparing five different models of pulse oximeters (correspondence). Anesthesiology, 70:367, 1989.
6. Haskins S.C. Monitoring the anesthetized patient. Vet Clin North Am: Small Anim Pract, 22:425, 1992.
7. Haskins S.C., Farver T.B., Patz J.D. Ketamine in dogs. Am J Vet Res, 46:1855, 1985.
8. Hovagim A.R., Backus W.W., Manecke G., Lagasse R., Sidhu U., Poppers P.J. Pulse oximetry and patient positioning: a report of eight cases. Anesthesiology, 71:454, 1989.
9. Huss B.T., Anderson M.A., Branson K.R., Wagner-Mann C.C., Mann F.A. Evaluation of Pulse Oximeter Probes and Probe Placement in Healthy Dogs. J.A.A.H.A., 31:9, 1995.
10. Ilkiw J., Haskins S.C., Patz J.D. Cardiovascular and respiratory effects of thiopental administration in hypovolemic dogs. Am J Vet Res, 52:576, 1991.
11. Jacobson J.D.; Miller M.W.; Matthews N.S.; Hartsfield S.M.; Knauer K.W. Evaluation of accuracy of pulse oximetry in dogs. Am. J. Vet. Res., 53:537, 1992.
12. Jones R.S. Patient monitoring during anaesthesia. Small Anim. Pract., 19:373, 1978.
13. Kelleher J.F., Ruff R.H. The penumbra: vasomotion-dependent pulse oximeter artifact due to probe malposition. Anesthesiology, 71:787, 1989.
14. Lee S., Tremper K.K., Barker S.J., Effects of anemia on pulse oximetry and continuous mixed venous hemoglobin saturation monitoring in dogs. Anesthesiology, 75:118, 1991.
15. Lemaire M., Art T., Henroteaux M., Lekeux P. Potentialités de l'application de l'oxymétrie à infra rouge basée sur la pulsation dans l'espèce canine. Ann. Méd. Vét., 135:203, 1991.
16. Lumb W.V., Jones E.W. "Anestesiologia veterinaria", Ed. SBM - Noceto (Parma), 1990.
17. Maier F.P., Wintzer H.J. Möglichkeiten und grenzen der pulsoximetrie bei der narkoseüberwachung des pferdes. Berl. Munch. Tierarztl. Wschr., 107:7, 1994.
18. Manley S.V. Monitoring the anesthetized horse. Vet. Clin. N. Am. Large Anim. Pract., 3:111, 1981.
19. Manuale d'uso "Guida all'uso delle funzioni" 1997 - Nellcor.
20. Matthews N.S. Evaluating pulse oximeters. Veterinary Forum, settembre, 2-5, 1995.
21. Mihm F.G., Halperin B.D. Noninvasive detection of profound arterial desaturations using a pulse oximetry device. Anesthesiology, 62:85, 1985.
22. Nicholson A. Monitoring techniques and equipment for small animal anaesthesia. Am Vet J, 74:114, 1996.
23. Robertson R.E., Kaplan R.F. Another site for the pulse oximeter probe. Anesthesiology, 74:198, 1991.
24. Scarpa P., Calabretto D., Ferro E., Valutazioni sull'utilizzo di un pulso-ossimetro nel cane cosciente. Atti congresso SISVET 17-19.9.98 Silvi Marina (TE).
25. Schmidt-Nielsen K. "Fisiologia animale - Adattamento e ambiente", Ed. Piccin Nuova Libreria, S.p.A. - Padova, 1988.
26. Sendak M.J., Harris A.P., Donham R.T. Accuracy of pulse oximetry during arterial oxyhemoglobin desaturation in dogs. Anesthesiology, 68:111, 1988.
27. Severinghaus J.W., Kelleher J.F. Recent developments in pulse oximetry. Anesthesiology, 76:1018, 1992.
28. Severinghaus J.W., Naifeh K.H. Accuracy of response of six pulse oximeters to profound hypoxia. Anesthesiology, 67:551, 1987.
29. Severinghaus J.W., Spellman M.J. Pulse oximeter failure thresholds in hypotension and ischemia. Anesthesiology, 73:532, 1990.
30. Stephen C.R., Slater H.M., Johnson A.L., Sekelj P. The oximeter - A technical aid for the anesthesiologist. Anesthesiology, 12:541, 1951.
31. Taylor M.B., Whitman J.G. The accuracy of pulse oximetry. A comparative clinical evaluation of five pulse oximeters. Anesthesiology, 43:229, 1988.
32. Tremper K.K., Barker S.J. The effect of carbon monoxide inhalation on pulse oximeter signal detection. Anesthesiology, 67:599, 1987.
33. Tremper K.K., Barker S.J. Pulse oximetry. Anesthesiology, 70:98, 1989.
34. Vesce G., Cuomo A., Pasolini M.P., Meomartino L., Lamagna B. Ossimetria intraoperatoria nel cane durante diversi protocolli anestesologici. Atti II Congresso Nazionale Società Italiana di Chirurgia Veterinaria - Siena 13/15 dicembre 1995.
35. Volgyesi G.A., Spahr-Schopfer I. Does skin pigmentation affect the accuracy of pulse oximetry? (abstract). Anesthesiology, 75:3A406, 1991.
36. Von Degerfeld M.M., Trucchi G., Moretta P. Prime esperienze sull'impiego della polso ossimetria in medicina veterinaria. Atti XLIX S.I.S.Vet - Salsomaggiore 27/30 settembre 1995.
37. Whitehair K.J., Watney G.C.G., Leith D.E., Debowes R.M. Pulse oximetry in horses. Veterinary Surgery, 19:243, 1990.
38. Wilson K., Walker J.M. Metodologia biochimica - Le tecniche biochimiche in laboratorio. Raffaello Cortina Editore - Milano, 1995.
39. Wright B., Hellyer P. Respiratory monitoring during anesthesia: pulse oximetry and capnography. Compendium Continuing Education Pract. Vet., 18:1083, 1996.
40. Yelderman M., New W. JR. Evaluation of pulse oximetry. Anesthesiology, 59:349, 1983.