

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTA MARÍA

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍAS BIOLÓGICAS Y QUÍMICAS
ESCUELA PROFESIONAL DE MEDICINA VETERINARIA Y ZOOTECNIA



**“EVALUACIÓN COMPARATIVA DE LA SATURACIÓN DE OXÍGENO EN
CANINOS (*Canis familiaris*) MEDIANTE EL EMPLEO DE MONITOR
MULTIPARÁMETRO, PULSIOXÍMETRO Y APLICACIONES DE OXIMETRÍA
PARA TELÉFONOS INTELIGENTES, HOSPITAL DE MASCOTAS TERÁN,
AREQUIPA 2017”**

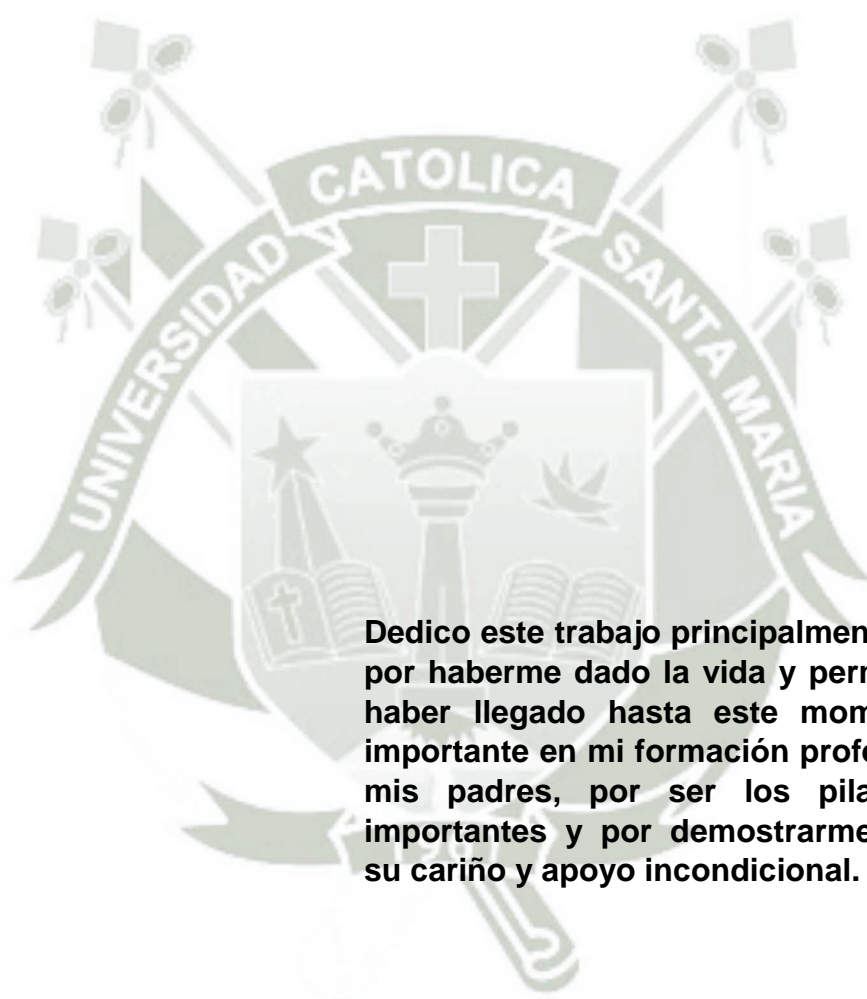
**“COMPARATIVE EVALUATION OF THE SATURATION OF OXYGEN IN
DOGS (*Canis familiaris*) THROUGH THE USE OF MULTI-PARAMETER
MONITOR, PULSE OXIMETER AND OXIMETRY FOR SMARTPHONES,
TERAN PETS HOSPITAL, AREQUIPA 2017”**

**Tesis presentada por el Bachiller:
JUAN CARLOS JESÚS VELA LIZÁRRAGA**

**Para optar el Título Profesional de
Médico Veterinario y Zootecnista**

Asesor: Mg. JORGE SÁNCHEZ ZEGARRA

**AREQUIPA – PERÚ
2017**



Dedico este trabajo principalmente a Dios, por haberme dado la vida y permitirme el haber llegado hasta este momento tan importante en mi formación profesional. A mis padres, por ser los pilares más importantes y por demostrarme siempre su cariño y apoyo incondicional.

AGRADECIMIENTOS

A Dios Todopoderoso, le doy gracias por haberme dado perseverancia, sabiduría y entendimiento para lograr acabar mi carrera y llegar a la meta, haciendo realidad este sueño anhelado.

A mi padre Abel, por su invaluable apoyo y esfuerzo por haberme guiado con responsabilidad a lo largo de mi carrera.

A mi madre Carmen, madre ejemplar destinada a servir con amor, entusiasmo y por siempre apoyarme en cada etapa de mi vida.

A mis tíos, Alfonso, Melba, Luz Elena y Martha, por haberme dado la mano, la confianza y poder contar siempre con ellos ante cualquier problema, dispuestos a ayudarme en todo.

A mi asesor, Dr. Jorge Sánchez Zegarra, por haberme ayudado a enfocarme en la investigación y clarificar este estudio.

A mis docentes, por haberme guiado con sus enseñanzas y sabiduría en las aulas para obtener los conocimientos necesarios para desempeñar esta digna profesión.

ÍNDICE

	Págs.
I. INTRODUCCIÓN:.....	1
1.1. Enunciado del Problema	1
1.2. Descripción del problema.....	1
1.3. Justificación del Trabajo.....	2
1.3.1 Aspecto general:	2
1.3.2 Aspecto tecnológico:	2
1.3.3 Aspecto social:.....	2
1.3.4 Aspecto económico:.....	3
1.3.5 Importancia del trabajo:.....	3
1.4. Objetivos.....	3
1.4.1. Objetivos generales	3
1.4.2. Objetivos específico.....	4
1.5. Planteamiento de la hipótesis.....	4
II. MARCO TEÓRICO O CONCEPTUAL:.....	5
2.1. Análisis bibliográfico.....	5
2.1.1. Material principal.....	5
2.1.1.1. Fisiología Respiratoria:.....	5
2.1.1.2. Vasos de la Circulación Pulmonar o Menor:	10
2.1.1.3. Alvéolos:.....	12
2.1.1.4. Espacio muerto:.....	12
2.1.1.5. El espacio muerto anatómico:.....	12
2.1.1.6. El espacio muerto fisiológico:	12
2.1.1.7. Hematosis:	13
2.1.1.8. Transporte Respiratorio de Gases:	14
2.1.1.9. Membrana respiratoria (MR):.....	15
2.1.1.10. Relación Ventilación-Perfusión (RVP):	15
2.1.1.11. Transporte de oxígeno O ₂ y del dióxido de carbono:	16
2.1.1.12. Combinación del oxígeno con la hemoglobina:.....	20
2.1.1.13. Equilibrio Oxígeno-Hemoglobina:	20
2.1.1.14. Contenido de oxígeno en la sangre:	20
2.1.1.15. Transporte de oxígeno combinado con la hemoglobina:	21
2.1.1.16. Saturación de la hemoglobina:	22
2.1.1.17. Transporte de dióxido de carbono:	24
2.1.1.18. Transporte de O ₂ :	24

2.1.1.19. Transporte de CO ₂ :	32
2.1.1.20. Efecto Bohr:	35
2.1.1.21. Hemoglobinopatías asociadas al transporte de O ₂ :	36
2.1.1.22. Transporte de O ₂ y CO ₂ en la hemoglobina:	39
2.1.1.23. La curva de disociación de la hemoglobina:	42
2.1.1.24. Oximetría:	45
2.1.1.25. Pulsioximetría:	47
2.1.1.26. Co-oximetría:	64
2.1.2. Antecedentes de investigación:	65
III. MATERIALES Y MÉTODOS	74
3.1. Materiales	74
3.1.1. Localización del trabajo:	74
3.1.2. Materiales biológicos:	74
3.1.3. Materiales de campo:	74
3.1.4. Equipo y maquinaria	74
3.1.5. Otros materiales:	74
3.2. Métodos	75
3.2.1. Muestreo:	75
3.2.2. Métodos de evaluación	75
a. Metodología de la experimentación	75
b. Recopilación de la información	76
3.2.3. Variables de respuesta	76
a. Variables independientes	76
IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN:	77
4.1. Cuadros de resultados	77
4.1.1. Unidades experimentales:	77
V. CONCLUSIONES:	98
VI. RECOMENDACIONES:	100
VII. BIBLIOGRAFÍA	101
VIII. ANEXOS:	105
Anexo N° 1: Matriz de Datos de Sistematización:	105
Anexo N° 2: Fotografías del Trabajo de Investigación	110

ÍNDICE DE CUADROS

	Págs.
Cuadro N° 1: Evaluación de la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de monitor multiparámetros, pulsioxímetro y aplicaciones de oximetría para teléfono inteligente.....	78
Cuadro N° 2: Evaluación la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de la aplicación del teléfono inteligente.	80
Cuadro N° 3: Evaluación de la saturación de oxígeno en caninos mediante el empleo del monitor multiparámetro.....	82
Cuadro N° 4: Medición de la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de pulsioxímetro	84
Cuadro N° 5: Comparación de la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso del teléfono inteligente, monitor multiparámetro y pulsioxímetro, estableciendo las principales análisis estadísticos, por sexo.	86
Cuadro N° 6: Comparación de los datos que no presentan ningún nivel de hipoxia, analizados por sexo.....	88
Cuadro N° 7: Comparación de los datos que presentan algún nivel de hipoxia analizados por sexo.....	90
Cuadro N° 8: Cuadro comparativo de los tres equipos en cuanto a la media analizados por sexo.....	92
Cuadro N° 9: Cuadro comparativo de los tres equipos en cuanto a la mediana analizados por sexo.....	94
Cuadro N° 10: Análisis comparativo de los tres equipos en cuanto a la desviación típica, analizados por sexo.....	96

ÍNDICE DE GRÁFICOS

	Págs.
Gráfico N° 1: Evaluación de la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de monitor multiparámetros, pulsioxímetro y aplicaciones de oximetría para teléfono inteligente.....	79
Gráfico N° 2: Evaluación la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de aplicaciones para teléfonos inteligentes.....	81
Gráfico N° 3: Determinación de la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de monitor multiparámetro	83
Gráfico N° 4: Medición de la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de pulsioxímetro	85
Gráfico N° 5: Comparación de la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso del teléfono inteligente, monitor multiparámetro y pulsioxímetro, estableciendo las principales análisis estadísticos,por sexo	87
Gráfico N° 6: Comparación de los datos que no presentan ningún nivel de hipoxia, analizados por sexo.....	89
Gráfico N° 7: Comparación de los datos que presentan algún nivel de hipoxia analizados por sexo.....	91
Gráfico N° 8: Cuadro comparativo de los tres equipos en cuanto a la media analizados por sexo.....	93
Gráfico N° 9: Cuadro comparativo de los tres equipos en cuanto a la mediana analizados por sexo.....	95
Gráfico N° 10: Análisis comparativo de los tres equipos en cuanto a la desviación típica, analizados por sexo.....	97

ÍNDICE DE IMÁGENES

	Págs.
Imagen N° 1. Metahemoglobinemias - Hb M.....	37
Imagen N° 2. Carboxihemoglobina	39
Imagen N° 3. Oxihemoglobina	42
Imagen N° 4. Curva de disociación de la hemoglobina	43



RESUMEN

Se hizo el estudio con una población de 113 perros, sometidos a distintas cirugías y anestesia general, en la sala de operaciones de la clínica de mascotas Terán, estos animales fueron dispuestos a una comparación en cuanto a los datos obtenidos de sus saturaciones de oxígeno, tomados individualmente con un teléfono inteligente Samsungs galaxy S6, un monitor multiparámetro y un pulsioxímetro; el punto de toma con el telefónico inteligente fue en el lóbulo distal de la oreja del animal, se colocaron los electrodos normalmente en el monitor multiparámetro y en el caso del pulsioxímetro el punto de medida fue la lengua.

El tiempo de muestreo fue alrededor de cuatro meses del presente año, una vez recopilados los datos, fueron comparados y analizados mediante los principales métodos estadísticos, diferenciándolos por sexo y por animales con saturación normal e hipóxicos, a fin de determinar la eficiencia del equipo.

Los resultados demostraron que el monitor multiparámetro y el pulsioxímetro tuvieron datos más cercanos que se establecen como reales, la mayoría de animales obtuvieron 98 de saturación de oxígeno (SpO₂); el teléfono inteligente pese a tomar medidas casi acertadas, tiende a estar un poco más bajo al estándar, marcando en la mayoría de animales 96 de saturación de oxígeno (SpO₂), es decir podemos deducir que al tomar medidas con el teléfono inteligente pueden estar más baja a la medida real hasta en -2 de saturación de oxígeno (SpO₂).

Se concluyó que si podemos utilizar este equipo, para calcular la saturación de oxígeno (SpO₂) en animales grandes y pequeños, teniendo en cuenta estas observaciones; además por ser más versátil, y adaptarse mejor en los puntos de toma de medidas.

Por otra parte, los resultados obtenidos en las hembras, manifestaron estar más lejos del promedio en los 3 equipos (teléfono inteligente, monitor multiparametro y pulsioxímetro); es decir, las hembras tuvieron saturaciones más altas comparándolas con la SpO₂ de los machos y cuando manifestaron hipoxia tuvieron las saturaciones más bajas en comparación a los machos; este hecho no queda aclarado en la presente investigación.

Palabras claves: Monitor multiparámetro, pulsioxímetro, oximetría, teléfonos inteligentes, hipóxicos.

SUMMARY

The study was carried out with a population of 113 dogs, undergoing different surgeries and general anesthesia, in the operating room of the pet clinic Terán, these animals were arranged to a comparison in the data obtained from their oxygen saturations, taken individually with a Samsungs galaxy S6 smartphone, a multi-parameter monitor and a pulse oximeter; the point of taking with the smart phone was in the distal lobe of the animal's ear, the electrodes were normally placed in the multiparameter monitor and in the case of the pulse oximeter the measurement point was the tongue.

The sampling time was around four months of the present year, once the data were collected, they were compared and analyzed by the main statistical methods, differentiating them by sex and by animals with normal and hypoxic saturation, in order to determine the efficiency of the equipment.

The results showed that the multiparameter monitor and the pulse oximeter had closer data that were established as real, the most of animals obtained 98 oxygen saturation (SpO₂); the smartphone despite taking almost correct measures, tends to be a little lower than standard, marking on most 96 oxygen saturation (SpO₂) animals, ie we can deduce that when taking measurements with the smartphone may be lower to the actual measurement up to -2 oxygen saturation (SpO₂).

It was concluded that if we can use this equipment, to calculate the oxygen saturation (SpO₂) in large and small animals, taking these observations into account; in addition to being more versatile, and better adapted in the points of measurement.

On the other hand, the results obtained in the females, showed to be farther from the average in the 3 equipments (smart phone, monitor multiparameter and pulsioximeter); that is, the females had higher saturations compared to the SpO₂ of the males and when they manifested hypoxia had the lowest saturations in comparison to the males; this fact is not clarified in the present investigation.

Key words: Multi-parameter monitor, pulse oximeter, oximetry, smart phones, hypoxic.

I. INTRODUCCIÓN:

1.1. Enunciado del Problema

“Evaluación comparativa de la saturación de oxígeno en caninos (*Canis familiaris*), mediante el empleo de monitor multiparámetro, pulsioxímetro y aplicaciones de oximetría para teléfonos inteligentes, Hospital de Mascotas Terán, Arequipa 2017”.

1.2. Descripción del problema

De acuerdo al avance tecnológico observado en los últimos tiempos relacionados con el uso de tecnología digital y programas de computadora que permiten reducir y aprovechar el tiempo de trabajo debido a las bondades que ofrecen, se ha observado que diariamente se ponen a disposición del mercado virtual una serie de programas y aplicaciones para teléfonos celulares, que ponen a disposición desde juegos electrónicos hasta aplicaciones que permiten evaluar signos vitales, de esta forma las aplicaciones que ofrecen medir la presión arterial, la frecuencia cardiaca, la frecuencia del pulso, nivel de grasa, niveles de glucosa, saturación de oxígeno, tiempo de ejercicio y nivel de calorías quemadas, son muy abundantes, incluso empresas como SamsungTM, tienen divisiones especializadas como Samsung ElectronicsTM, que se encargan de programar aplicaciones de este tipo para ponerlas a disposición de los usuarios, sin embargo se presenta la pregunta que genera la necesidad de realizar esta investigación, ¿es posible su uso en animales? Si bien es cierto que los programadores de muchas empresas de software para teléfonos celulares no recomiendan el uso de estas aplicaciones para el uso médico, algunas otras como la empresa AppleTM, cuentan con hardware adicional para que sea acoplado a los Teléfono inteligentes y puedan ser utilizados para evaluar signos vitales en humanos y animales. Es por ello que la posibilidad de llevar a cabo una investigación que permita evaluar la viabilidad de estas aplicaciones para teléfonos celulares en pequeños animales, podría darnos la posibilidad de evaluar la saturación de oxígeno en pacientes caninos

considerando que la medición de dicha constante vital es dificultosa y costosa.

1.3. Justificación del Trabajo

1.3.1 Aspecto general:

La evaluación de la saturación de oxígeno es una constante vital de mucha importancia, la cual ayuda junto con otras constantes vitales como la frecuencia cardiaca o respiratoria a definir el estado vital de un paciente, es por ello que la evaluación de la saturación de oxígeno mediante el uso de aplicaciones para Teléfonos inteligentes comparadas con los valores obtenidos mediante el uso de monitores multiparámetros y oxímetros de pulso permitirán definir su uso en pequeños animales.

1.3.2 Aspecto tecnológico:

El uso de la tecnología en medicina veterinaria para pequeños animales es una actividad en crecimiento, sin embargo la mayoría de esta tecnología ha sido diseñada para medicina humana o adaptada para su uso en animales, es por ello que la evaluación de la saturación de oxígeno utilizando la tecnología de los teléfonos celulares podría convertirse en una alternativa importante para evaluar la saturación de oxígeno considerando que la forma que requiere dicha medición es muy simple.

1.3.3 Aspecto social:

Los teléfonos inteligentes hoy en día son de fácil adquisición y aprovechando las aplicaciones de oximetría que brindan la gama de celulares Samsung como el S6, con Samsung health, que nos permite evaluar la saturación de oxígeno, esta medición de las constantes vitales a un paciente que es llevado a un centro de atención veterinaria, es un procedimiento inicial para evaluar la salud animal, las constantes vitales que se

miden por lo general no incluyen a la saturación de oxígeno, pudiendo las clínicas ahora optar por esta tecnología al estar al alcance de todo médico veterinario en el mercado.

1.3.4 Aspecto económico:

El uso de monitores multiparámetros en los centros de atención veterinaria para pequeños animales no es muy frecuente, esto debido al costo de dichos equipos, se puede encontrar en el mercado diferentes marcas con diferentes costos, lo cual varía de acuerdo a la calidad y sensibilidad de los equipos, este sería el principal problema que representa la evaluación de la saturación de oxígeno, el presente trabajo de investigación pretende evaluar en forma comparativa la medición de dicha constante vital utilizando la aplicación para teléfonos celulares, lo cual representaría una alternativa bastante accesible para medir este signo vital.

1.3.5 Importancia del trabajo:

La medición de la saturación de oxígeno en pacientes caninos es una constante vital de mucha importancia, la cual no es medida en la práctica clínica diaria en los centros de atención veterinaria debido al costo de los equipos y a la dificultad que presenta dicha medición debido al tipo de sensor y la anatomía del paciente, ya que muchas veces proporciona datos erróneos o nulos, de allí la importancia de probar nuevos métodos y nuevas tecnologías alternativas, que incluyen a los teléfonos inteligentes, que permitan obtener alternativas de medición.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivos generales

1. Comparar la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso del monitor multiparámetro y pulsioxímetro con las aplicaciones de oximetría del Teléfono inteligente S6 en el Hospital de Mascotas Terán.

1.4.2. Objetivos específico

1. Evaluar la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de aplicaciones para Teléfono inteligentes, Hospital de Mascotas Terán.
2. Determinar la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de monitor multiparámetros, Hospital de Mascotas Terán.
3. Medir la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de pulsioxímetro, Hospital de Mascotas Terán.

1.5. Planteamiento de la hipótesis

Considerando que la saturación de oxígeno es una constante vital de importancia clínica para la evaluación del estado de salud de un paciente canino, es probable que la evaluación de la saturación de oxígeno utilizando aplicaciones para medir la oximetría con Teléfonos inteligentes y comparar con resultados del monitor multiparámetros y el pulsioxímetro, es posible que se validen dichas medidas.

II. MARCO TEÓRICO O CONCEPTUAL:

2.1. Análisis bibliográfico

2.1.1. Material principal

2.1.1.1. Fisiología Respiratoria:

El simple acto de hacer una respiración es un proceso increíblemente coordinado. El objetivo de la respiración es facilitar un intercambio gaseoso adecuado para la demanda momentánea del individuo, ni más ni menos. En estados de salud, esto se consigue de forma muy eficaz. De hecho, los pequeños animales hacen como media 10,000 – 30,000 respiraciones diarias, sin ningún esfuerzo o pensamiento sobre cómo está ocurriendo. Cuando se desarrolla la enfermedad, el sistema respiratorio se vuelve menos eficaz y los músculos respiratorios deben trabajar más duro para compensar su ineficacia.

La capacidad de apreciar o detectar la enfermedad respiratoria en pequeños animales depende de la extensión de ésta, así como del nivel de actividad del paciente. La enfermedad incipiente suele pasar desapercibida para el propietario porque el animal o bien minimiza su actividad o compensa con alteraciones sutiles del patrón y frecuencia respiratorios cuando es necesario. A medida que la enfermedad progresa, la ineficiencia respiratoria es más aparente, especialmente en periodos de incremento de la demanda metabólica, y el paciente puede presentarse por intolerancia al ejercicio. En el momento en el que el animal se presenta en reposo pero con una respiración excesivamente laboriosa, se encuentra claramente en distrés respiratorio. (King, 2006)

Puede resultar poco claro si el paciente ha desarrollado una enfermedad aguda y fulminante o si está sufriendo una exacerbación aguda de una enfermedad oculta durante mucho tiempo. Muchos animales esconden efectivamente sus enfermedades hasta niveles críticamente bajos de reserva pulmonar. El uso más rutinario de las PTFs en medicina veterinaria puede permitir un reconocimiento más temprano de la enfermedad, permitiendo la intervención terapéutica antes de que se establezcan cambios crónicos y probablemente irreversibles. ¿Cómo entra y sale el aire de los pulmones en animales sanos con tanta eficacia? Normalmente, el pulmón elástico y fuerte está unido a la cavidad torácica por una fina capa de líquido pleural. El tamaño y forma del pulmón se adapta realmente con la pared torácica y el diafragma. En el reposo o en la respiración tidal, la inspiración se inicia cuando el diafragma se aplana y la pared torácica se expande hacia fuera. En este movimiento, el parénquima pulmonar se expande, y con ello los espacios alveolares y los conductos de las vías respiratorias menores se distienden en cierto modo tanto en longitud como en diámetro. Contrariamente, cuando el pulmón se colapsa en la espiración, existe un estrechamiento dinámico de las vías respiratorias menores.

En contraste, el diámetro de los pasajes nasales, tráquea y vías respiratorias mayores (bronquios) permanece relativamente inalterable en condiciones normales. La cantidad total de aire que se mueve hacia dentro y fuera de los pulmones en la respiración tidal se denomina volumen tidal (TV o VT). La frecuencia respiratoria (f; respiraciones / minuto o rpm) multiplicada por el TV (ml/respiración) es igual al volumen minuto (MV; ml/minuto). (King, 2006)

En reposo, los perros y gatos normalmente respiran vía nasal. Por ello, durante un ciclo ventilatorio típico, el aire debe pasar primero a través de las narinas, luego los pasajes nasales y la nasofaringe, a través de la apertura laríngea, continuando hacia el árbol traqueobronquial donde atraviesa una serie de tubos cada vez más estrechos y hasta llegar finalmente a los espacios alveolares, lugar del intercambio gaseoso. El flujo de aire es, por supuesto, inverso durante la espiración. En todos los pulmones de mamíferos, el aire inspirado rico en O_2 debe atravesarla misma serie de tubos que el aire espirado rico en CO_2 , y existe una mezcla continua de aire nuevo y gastado en el proceso.

Sin embargo, en estados de salud, el animal es capaz de transportar de forma efectiva cantidades suficientes de aire hacia y desde las unidades alveolares para mantener presiones parciales en la sangre arterial de O_2 y CO_2 relativamente constantes. El análisis de gases arteriales permite valorar la eficacia del intercambio de gases, considerando el pulmón como una única gran unidad ventilatoria. Las reducciones en las concentraciones de O_2 arterial (hipoxemia) pueden detectarse con o sin incrementos concurrentes en la retención de CO_2 y se asocian con hipoventilación, alteración de la difusión alveolar, derivaciones o desajustes ventilación-perfusión.

Estos datos son complementarios a los obtenidos por valoraciones de función pulmonar. Dividiendo la respiración en sus fases inspiratoria y espiratoria, cada fase puede caracterizarse por cambios en tres parámetros: volumen, flujo de aire y presión. Por razones obvias, la media de volumen inspirado de aire debe igualar la del espirado. Por definición, el volumen pulmonar incrementa durante la

inspiración (se hace positivo) y se reduce en la espiración. El flujo de aire describe el volumen de aire que se mueve hacia dentro (o fuera) del pulmón a lo largo de un tiempo específico (ml/seg). Por convenio, los flujos de aire inspiratorios se suelen facilitar como valores negativos, aunque pueden también emplearse valores absolutos.

En perros y gatos, el pico de flujo inspiratorio (PIF) suele ocurrir en la parte media-final de la inspiración, tras la cual el flujo de aire rápidamente vuelve a cero, marcando así el final de la inspiración. El flujo de aire rápidamente se revierte en dirección (se vuelve positivo) y el pico máximo de flujo espiratorio (PEF) aparece al principio de la parte media de la espiración. El flujo de aire se reduce luego gradualmente hasta el final de la respiración. Los cambios de presión dibujados representan las presiones distintas que se desarrollan entre la atmósfera y varias partes de la cavidad torácica (ej.: espacio alveolar o pleural).

Nótese que a medida que la pared torácica y los pulmones se expanden durante la inspiración, la presión alveolar se reduce por debajo de cero en parte por la resistencia de fricción generada a medida que el aire fluye a través de los pasos de aire. Nótese también que la presión del espacio pleural permanece algo negativa incluso en el final de la espiración. Los símbolos sólidos dibujan los cambios en la verdadera curva de presión que ocurren por la elasticidad del parénquima pulmonar. Debido a la generación cíclica de estos gradientes de presión, el aire de las regiones más proximales del tracto respiratorio se mueve hacia zonas más profundas del pulmón y vuelve a salir, de forma constante.

En estados de salud, se requieren gradientes de presión relativamente pequeños para transportar de forma efectiva

cantidades suficientes de aire hacia dentro y fuera de los espacios alveolares. De hecho, normalmente al final de la espiración, un pequeño volumen de aire permanece en los alvéolos por la presión intrapleurales ligeramente negativa al final de la espiración mencionada anteriormente, ayudando así a evitar el colapso de las finas unidades de intercambio gaseoso alveolares entre respiraciones.

A su vez, los septos alveolares se mantienen bajo cierto grado de tensión constante. Es más, como los septos alveolares están conectados con la pared de los bronquiolos, esta tensión o interdependencia sirve para facilitar tracción radial alrededor de las vías respiratorias menores, manteniendo esencialmente también su patencia. Durante la respiración tidal, el volumen de aire que permanece en el pulmón al final de la inspiración se refiere como la capacidad funcional residual (FRC). Representa el punto de equilibrio entre el retroceso elástico pulmonar hacia dentro y el retroceso elástico hacia fuera de la pared torácica.

Aunque la analogía es en cierto modo sobresimplificar, el pulmón hinchado actúa de una forma similar a una banda de goma estirada. Se requiere cierta cantidad de energía inicialmente para estirar la goma o para expandir los pulmones (la energía necesaria para superar el trabajo elástico y de resistencia de la respiración). Pero al hacerlo, se genera una tensión en los componentes elásticos del parénquima pulmonar. Tras el cese de la inspiración, el pulmón retrocede de forma pasiva gracias a su tensión y vuelve a su tamaño y forma originales o del final de la espiración. En el proceso, se espira un volumen idéntico de aire de forma pasiva. En pequeños animales, el 60% o más de la resistencia friccional inspiratoria generada en la

respiración tidal se debe al flujo de aire a través de la nariz, faringe y laringe. (King, 2006)

En el ejercicio, cuando los flujos de aire incrementan dramáticamente, los animales frecuentemente cambian a una respiración por la boca para evitar esta zona de alta resistencia. De un modo similar, cuando el flujo de aire se ve impedido por una enfermedad en la región nasofaríngea (ej.: masas que ocupan espacio o síndrome de vías respiratorias del braquiocefálico) los animales prefieren respirar por la boca incluso en reposo. La medición del flujo y cambios de volumen a lo largo de un único ciclo ventilatorio en estos animales en la respiración nasal revelaría alteraciones en el flujo inspiratorio y los patrones de flujo de aire. No es sorprendente, que este abordaje (el uso del análisis de la curva de flujo-volumen de la respiración tidal) se empleara anteriormente a nivel clínico para evaluar la enfermedad de vías respiratorias altas en perros. (King, 2006)

2.1.1.2. Vasos de la Circulación Pulmonar o Menor:

Podemos decir que se inician como capilares arteriales y capilares venosos. Los primeros provienen de la arteria pulmonar, la cual viene del ventrículo derecho trayendo sangre carboxigenada (sangre de alto contenido en CO₂) proveniente de todos los tejidos del organismo. Los capilares venosos, por su parte, son continuación de los capilares arteriales y conducen sangre oxigenada (con alto contenido en O₂). Se van a continuar con las venas pulmonares, que se dirigen a la aurícula izquierda para llegar a la circulación sistémica. (Ruiz, 1998)

El O₂ pasa desde la atmósfera a las vías aéreas, entrando por las narinas hacia las fosas nasales y conduciéndose por la laringe, tráquea, bronquios fuente, bronquiolos terminales,

bronquiolos respiratorios, sacos alveolares y alvéolos. Desde aquí el O₂ difunde a través de la membrana respiratoria hacia los capilares pulmonares, circula por todo el árbol arterial sistémico hacia los tejidos; donde al llegar entrará a las células, atravesando sus membranas e intercambiándose con CO₂. El CO₂, por su parte, hará el camino exactamente inverso al O₂, hasta salir, por las narinas, hacia la atmósfera.

El O₂ entra al cuerpo desde la atmósfera, junto a otros gases (nitrógeno, CO₂ y vapor de agua), en distintas proporciones, representando el O₂ el 21% de todos esos gases. Esta mezcla de gases constantemente ejerce una presión sobre el ambiente, que es la que se conoce como “presión atmosférica”, cuyo valor normal es de 760 mmHg y que resulta de la suma de presiones absolutas parciales de cada uno de esos gases

Podemos decir que se inician como capilares arteriales y capilares venosos. Los primeros provienen de la presiones, del O₂ y el CO₂, que existe entre el alvéolo y el capilar pulmonar. De tal manera que el O₂ difunde, a favor de gradiente, hacia la sangre y arteria pulmonar, la cual viene del ventrículo derecho trayendo sangre carboxigenada (sangre de alto contenido en CO₂) proveniente de todos los tejidos del organismo. Los capilares venosos, por su parte, son continuación de los capilares arteriales y conducen sangre oxigenada (con alto contenido en O₂) que ya pasó por los alvéolos. Se van a continuar con las venas pulmonares, que se dirigen a la aurícula izquierda para llegar a la circulación sistémica.

Una vez que el aire inspirado llega a los alvéolos está listo para realizar la hematosis, la cual se lleva a cabo gracias al gradiente del CO₂, en sentido inverso, lo hace hacia el alvéolo. (Ruiz, 1998)

2.1.1.3. Alvéolos:

Constituyen el lugar donde se realiza el intercambio aéreo, es decir el punto final donde llega el O₂ antes de pasar a la sangre. Comienzan a aparecer en la vía aérea después de los bronquiolos terminales, constituyendo en primer término los bronquiolos respiratorios, luego los sacos alveolares y finalmente los alvéolos propiamente dichos. (Ruiz, 1998)

2.1.1.4. Espacio muerto:

Es el aire que no entra en contacto con la sangre capilar pulmonar y por lo tanto no participa en la hematosis: aire de las fosas nasales, laringe, tráquea, bronquios fuente y alvéolos no perfundidos.

El espacio muerto es la porción de cada volumen tidal que no toma parte del intercambio gaseoso. Existen dos formas diferentes de definir el espacio muerto- anatómico y fisiológico. (Ruiz, 1998)

2.1.1.5. El espacio muerto anatómico:

Es el volumen total de las vías aéreas de conducción desde la nariz o boca hasta el nivel de los bronquiolos terminales, y es de 150 ml promedio en los humanos. El espacio muerto anatómico se rellena con aire inspirado al final de cada inspiración, pero este aire es espirado sin modificaciones. Así, si asumimos un volumen tidal normal de 500 ml, cerca de un 30% de este aire es "desperdiciado" en el sentido de que no participa en el intercambio gaseoso. (Ruiz, 1998)

2.1.1.6. El espacio muerto fisiológico:

Incluye todas las partes no-respiratorias del árbol bronquial incluyendo el espacio muerto anatómico, además de aquellos factores que por diferentes factores están bien ventilados pero mal perfundidos y por lo tanto son menos

eficientes en el intercambio de gases con la sangre. Dado que la presión de CO₂ atmosférica es prácticamente cero, todo el CO₂ espirado en cada respiración puede asumirse que viene de los alveolos comunicantes y nada del espacio muerto.

En individuos sanos, los espacios muertos anatómico y fisiológico son prácticamente equivalentes, dado que todas las áreas del pulmón están bien perfundidas. Sin embargo, en estados patológicos donde partes del pulmón están mal perfundidas, el espacio muerto fisiológico podrá ser considerablemente mayor que el anatómico. Por esto, el espacio muerto fisiológico es un concepto clínicamente más útil que el de espacio muerto anatómico. (Ruiz, 1998)

2.1.1.7. Hematosis:

La hematosis (del griego αἱμάτωσις [*aimátosis*], 'cambio en sangre')¹ es el proceso de intercambio gaseoso entre el ambiente exterior y la sangre de un animal, cuya finalidad es la fijación de oxígeno (O₂) y la eliminación de dióxido de carbono (CO₂) durante la respiración. Es el intercambio alvéolo-capilar de oxígeno, a través del cual el O₂ pasa del alvéolo al capilar pulmonar y el CO₂ difunde del capilar pulmonar al alvéolo.

En todos los organismos se produce por difusión simple, es decir, a favor del gradiente de presión parcial y sin gasto energético. Por ello la presión parcial del oxígeno en el ambiente exterior es determinante en el proceso, y el organismo responde de diversas maneras a las variaciones de esta magnitud.

Es el intercambio de gases entre el aire alveolar (rico en oxígeno) y la sangre (rica en dióxido de carbono). Estos gases difunden debido a una diferencia de concentración. El oxígeno pasa a la sangre y se combina con la hemoglobina

de los glóbulos rojos, los que lo llevarán a todas las células del cuerpo. Mientras que el dióxido de carbono recorre el camino inverso, pasando al alvéolo para ser eliminado, proceso de transformación de la sangre venosa en sangre arterial que se lleva a cabo en los pulmones; consiste en un intercambio del oxígeno y del hidróxido de carbono entre el aire alveolar pulmonar y la sangre capilar, proceso de intercambios gaseosos que se produce en los capilares sanguíneos de los alvéolos mediante la difusión de gases: oxígeno y dióxido de carbono.

Por lo tanto, la difusión en los alveolos pulmonares se establece por diferencias en el gradiente de concentración de los capilares, donde el CO₂ se difunde de la sangre venosa en dirección al medio externo, habiendo la oxigenación de la sangre a partir del mecanismo inverso con las moléculas de oxígeno en la cavidad pulmonar. El gas oxígeno en mayor concentración externa se difunde en el plasma sanguíneo en dirección a los hematíes (glóbulos rojos), combinándose con la hemoglobina (proteína asociada a iones de hierro), pasando a la sangre arterial. Dependiendo del hábito de algunos vertebrados e invertebrados, la hematosis pasa a ocurrir en órganos especializados según la adaptación al medio ambiente: en las tráqueas de las mariposas (respiración aerobia traqueal); en las branquias de los animales acuáticos (respiración aerobia branquial); y en hisopos cloacales de tortugas (respiración aerobia cloacal). (Cuellar, 1998)

2.1.1.8. Transporte Respiratorio de Gases:

La captación, transporte, y suministro de O₂ a los tejidos es esencial para mantener la integridad fisiológica y la viabilidad celular. La retirada concurrente desde los tejidos de los productos resultantes del metabolismo incluyendo el CO₂

resulta igualmente crítica para mantener la homeostasis. Debido a que estos procesos tienen una finalidad común, se tratan de forma conjunta y se les conoce como transporte respiratorio de gases. El objetivo de este capítulo es revisar los procesos implicados en el transporte de oxígeno (O_2) desde el medio ambiente hasta la célula y el transporte de dióxido de carbono (CO_2) desde la célula al medio ambiente. La hemoglobina (Hgb) representa un punto en común en esta relación y su papel principal es apoyar ambos procesos. (Wingfield & Raffe, 2005)

2.1.1.9. Membrana respiratoria (MR):

La difusión de los gases no va a depender exclusivamente de sus gradientes de concentración, sino también del coeficiente de difusión de cada gas y de la indemnidad de la membrana respiratoria.

Desde el interior del alvéolo hasta el capilar pulmonar la MR está por:

- El surfactante que separa el aire de la capa líquida;
- Una capa líquida;
- El epitelio alveolar, formado por dos tipos de células: los neumocitos tipo I y los neumocitos tipo II;
- La membrana basal del epitelio alveolar;
- El intersticio;
- La membrana basal del capilar pulmonar;
- El endotelio capilar. (Cuellar A. H., 1998)

2.1.1.10. Relación Ventilación-Perfusión (RVP):

Es la relación existente entre los alvéolos ventilados y su perfusión (irrigación) por parte de los capilares pulmonares. Los alvéolos del vértice pulmonar con relación a los de la base se encuentran más ventilados pero menos perfundidos, Los alvéolos del vértice están bien ventilados y mal

perfundidos, y los de la base, mal ventilados y bien perfundidos. (Cuellar A. H., 1998)

2.1.1.11. Transporte de oxígeno O₂ y del dióxido de carbono:

Como ya se ha mencionado la hemoglobina es el transportador de O₂, CO₂ y H⁺. Se sabe que por cada litro de sangre hay 150 gramos de Hb, y que cada gramo de Hb disuelve 1.34 ml de O₂, en total se transportan 200 ml de O₂ por litro de sangre. Esto es, 87 veces más de lo que el plasma solo podría transportar. Sin un transportador de O₂ como la Hb, la sangre tendría que circular 87 veces más rápido para satisfacer las necesidades corporales. La relación entre la tensión de O₂ y la saturación de la Hb se describe mediante la curva de saturación de la oxiHb. La curva de disociación de la hemoglobina es sigmoidea.

El flujo del O₂ y del CO₂ por vía sanguínea se lleva a cabo de dos maneras: en forma disuelta, que se representa como presión parcial del gas, y por otro lado, unido a la Hemoglobina (Hb).

Para poder comprender de una manera más práctica cómo se transporta el O₂ unido a la Hb se lo puede graficar en un par de ejes de ordenadas y abscisas, colocando valores de pO₂ en las abscisas y el contenido de O₂ de la Hb (saturación de O₂ de la Hb) en las ordenadas. De esta manera se crea la denominada curva de disociación de la Hb. (Kasper, D. L., HARRISON, 2006)

De esta forma, la Hb está saturada 98% en los pulmones y sólo 33% en los tejidos, de manera que cede casi 70% de todo el O puede transportar. La porción más empinada de la curva se encuentra en las zonas de baja tensión de O los tejidos, lo que significa que disminuciones relativamente pequeñas en la tensión de O lugar a grandes incrementos en la cesión de O. Figura 4 Facultad de Medicina - UNNE

HEMOGLOBINA De esta forma, la Hb está saturada 98% en los pulmones y sólo 33% en los tejidos, de manera que cede casi 70% de todo el O₂ que La porción más empinada de la curva se encuentra en las zonas de baja tensión de O₂ de los tejidos, lo que significa que disminuciones relativamente pequeñas en la tensión de O₂ dan lugar a grandes incrementos en la cesión de O₂.

El porcentaje de oxígeno que se une a la hemoglobina aumenta a medida que aumenta la Po₂ sanguínea (porcentaje de saturación de la hemoglobina) Para una PO₂ normal de 95% el % de sat es del 97% en sangre arterial y 75% en sangre venosa La afinidad de O₂ por la Hb. se halla determinada genéticamente y puede estar Influida por Ph plasmático, paCO₂, temperatura y concentración de 2-3 Difosfoglicerato (los aumentos producen desplazamiento a la derecha de la curva). (Kasper, D. L., HARRISON, 2006)

El primer O₂ que se une a la Hb, lo hace en la cadena α , porque en la cadena lugar de ingreso del oxígeno se encuentra una valina (E11); al entrar este oxígeno tira al Fe y este a su vez estira a la histidina proximal, que se encuentra en la hélice F. Un sector de esta hélice y un sector de la

hélice G, de la misma cadena, interactúa con un sector de la hélice C de la otra cadena, cuando el O a la cadena α hay corrimiento de FG y desaparece la interacción FG-C, y est un cambio conformacional de la cadena producen rupturas de los puentes salinos entre los extremos carboxilos de las cuatro subunidades de la Hb, esto hace que la fijación subsiguiente sea facilitada porque requiere un número menor de rotura de enlaces salinos, así también el giro de $\alpha\beta$ respecto al otro par en 15 grados incrementado la afinidad de los Hem por el oxígeno. Lo anterior refleja el mecanismo de cooperatividad positiva Hb, es decir, el fenómeno por el cual la entrada de un O₂ ayuda a la entrada de los siguientes. Cuando la Hb esta oxigenada se dice que esta relajada (R), y cuando la Hb esta desoxigenada se dice que esta tensa (T).

La afinidad de la Hb por el O influenciada por:

- Aumento de la concentración de H
- Aumento del CO₂
- Aumento de la temperatura
- La disminución del pH
- El 2,3 DPG (difosfoglicerato)
- Compuestos orgánicos con fósforo Provocando un desplazamiento de la curva de saturación hacia la derecha, facilitando la cesión de O₂.

La acidosis (caída del pH), la hipercapnia (aumento del CO₂), la hipertermia (aumento de la temperatura) o el aumento en la concentración del 2,3DPG desvían la curva

hacia la derecha, lo que significa que disminuye la afinidad de la Hb por el O₂ y por lo tanto disminuye el cese del mismo a los tejidos. En este caso se necesita un mayor valor de pO₂ para alcanzar la misma saturación que en condiciones normales. Por otro lado la alcalosis (aumento del pH), la hipocapnia (disminución del CO₂), la hipotermia (disminución de la temperatura) o la disminución en la concentración de 2,3DPG desvían la curva hacia la izquierda, o sea aumentan la afinidad de la Hb por el O₂, lo que dificulta su liberación hacia los tejidos. Ante esta situación, a valores normales de pO₂, el contenido o saturación de O₂ de la Hb serán mayores.

Mecánicamente, el sistema circulatorio (la sangre) transporta el oxígeno desde los pulmones a los capilares y el anhídrido carbónico desde estos últimos a los pulmones.

Como vemos, además de transportar el oxígeno, los eritrocitos también contribuyen, mediante dos mecanismos, a la eliminación del CO₂ producido en las células:

- 1.- la hemoglobina tiene capacidad para fijar el CO₂ y transportarlo a los pulmones donde lo libera.
- 2.- los eritrocitos disponen de una enzima, la anhidrasa carbónica, que hace reaccionar el CO₂ con el agua produciendo el bicarbonato, un importante anión en la regulación del equilibrio ácido-base. (Kasper, D. L., HARRISON, 2006)

2.1.1.12. Combinación del oxígeno con la hemoglobina:

Prácticamente todo el oxígeno transportado en la sangre arterial lo hace unido a la hemoglobina. Solo una pequeña porción del oxígeno se disuelve en el plasma sanguíneo.

En un adulto normal, la sangre contiene unos 150 gr de hemoglobina por litro. Cada gramo de hemoglobina puede combinarse con 1,34 ml. de oxígeno, con lo que 1 litro de sangre combina aproximadamente 200 ml. de O_2 (100% de saturación de hemoglobina). (Kasper, D. L., HARRISON, 2006)

2.1.1.13. Equilibrio Oxígeno-Hemoglobina:

La unión del oxígeno a la hemoglobina depende de la presión parcial de oxígeno (PO_2) existente en ese momento. La relación existente entre unión del O_2 a la hemoglobina y su presión parcial se llama curva de equilibrio hemoglobina-oxígeno y se determina experimentalmente.

La unión del oxígeno a la hemoglobina está relacionada con varios factores fisiológicos:

La unión con el oxígeno es reversible:

hemoglobina \leftrightarrow oxihemoglobina \leftrightarrow hemoglobina.

La reacción del oxígeno con la hemoglobina es muy rápida (del orden de milisegundos). (Kasper, D. L., HARRISON, 2006)

2.1.1.14. Contenido de oxígeno en la sangre:

Como ya dijimos, el color de la sangre varía dependiendo de lo saturada de oxígeno que se encuentre, debido a las propiedades ópticas del grupo hemo de la molécula de hemoglobina. Cuando la molécula de hemoglobina libera oxígeno pierde su color rosado, adquiriendo un tono más azulado y deja pasar menos la luz roja.

El contenido o concentración de O_2 en sangre depende de tres factores fundamentales:

El O_2 disuelto y el transportado por la hemoglobina, que, a su vez, depende de la cantidad de hemoglobina y el porcentaje de saturación (S) de la hemoglobina.

Para calcular los valores de contenido de O_2 en la sangre, se deben conocer las condiciones de pH, temperatura, presión de CO_2 (PCO_2) y presión de O_2 (PO_2). (Lehninger, A. L, 1987)

2.1.1.15. Transporte de oxígeno combinado con la hemoglobina:

Reiterado de modo simple, la hemoglobina actúa como un vehículo que se carga de oxígeno en los capilares pulmonares y lo transporta a los tejidos.

Como ya lo vimos arriba, al entregar O_2 a los tejidos la hemoglobina oxigenada (oxihemoglobina) se transforma en hemoglobina reducida, que por ser un ácido débil puede atraer iones de H^+ (mayor acidez). Con ello aumenta la capacidad de transporte de CO_2 (efecto Haldane).

De este modo, la entrega de O_2 y la captación de CO_2 que tienen lugar en los capilares sistémicos son dos procesos que se favorecen mutuamente: un aumento de la presión de CO_2 en la sangre capilar, con la consiguiente disminución del pH, que facilita la entrega de O_2 (efecto Bohr), a la par que el aumento de hemoglobina reducida facilita la captación de CO_2 (efecto Haldane).

Aunque el CO_2 es un residuo del metabolismo que el organismo debe eliminar, en su camino hacia la atmósfera es un determinante crucial del control de la ventilación y del equilibrio ácido-base. (Robert K. Murray, 2001)

2.1.1.16. Saturación de la hemoglobina:

Cada molécula de hemoglobina puede transportar cuatro moléculas de oxígeno. Ya dijimos que cuando el oxígeno se combina con la hemoglobina forma oxihemoglobina; como contrapartida, la hemoglobina que no se combina con el oxígeno recibe el nombre de desoxihemoglobina.

Son muchos los factores que pueden influir en la saturación de la hemoglobina. Los tres más característicos son:

a) La presión parcial del oxígeno en el plasma

La combinación del oxígeno con la hemoglobina depende de la presión parcial del oxígeno (PO_2) de la sangre y de la fuerza del enlace o afinidad entre la hemoglobina y el oxígeno.

Una elevada presión parcial del oxígeno (PO_2) en la sangre produce una casi completa saturación de la hemoglobina, que indica la cantidad máxima de oxígeno que se combina. Pero cuando la PO_2 se reduce, también lo hace la saturación de hemoglobina.

b) El pH de la sangre

Si, por ejemplo, la sangre se vuelve más ácida, quiere decir que la hemoglobina está descargando más oxígeno a nivel de los tejidos.

El pH en los pulmones suele ser alto, por lo que la hemoglobina que pasa a través de los pulmones tiene una fuerte afinidad con el oxígeno, lo que favorece una elevada saturación.

No obstante, a nivel de los tejidos, el pH es más bajo, lo que provoca que el oxígeno se disocie de la hemoglobina y suministre así este oxígeno a los tejidos.

c) La temperatura de la sangre

La temperatura de la sangre también afecta a la disociación del oxígeno. El aumento de la temperatura en la sangre permite la descarga más eficaz del oxígeno. Por ello, la hemoglobina descargará más oxígeno cuando la sangre circule a través de los músculos activos calentados metabólicamente. En los pulmones, donde la sangre es más fría, la afinidad de la hemoglobina por el oxígeno aumenta, esto favorece la combinación con el oxígeno.

La capacidad de la sangre para transportar oxígeno es la cantidad máxima de oxígeno que la sangre puede transportar. Depende principalmente del contenido de hemoglobina de la sangre.

Cada 100 ml de sangre contienen un promedio de 14 a 18 g de hemoglobina en los hombres y de 12 a 16 g en las mujeres.

Cada g de hemoglobina puede combinarse con alrededor de 1,34 ml de oxígeno, por lo que la capacidad de transporte de oxígeno de la sangre es de 16 a 24 ml por cada 100 ml cuando la sangre está totalmente saturada de oxígeno.

Cuando la sangre pasa a través de los pulmones está en contacto con el aire alveolar unos 0,75 de s. Tiempo suficiente para que la hemoglobina se combine con casi todo el oxígeno que pueda retener, produciendo una saturación del 98 por ciento.

Con intensidades altas de ejercicio, el tiempo de contacto disminuye en gran medida, lo cual reduce los enlaces de la hemoglobina con el oxígeno y disminuye la saturación. (Robert K. Murray, 2001)

2.1.1.17. Transporte de dióxido de carbono:

El dióxido de carbono (CO_2) también depende de la sangre para su transporte. Una vez que el dióxido de carbono es liberado de las células es transportado en la sangre principalmente de tres maneras:

- 1.- Una pequeña cantidad (entre 7 y 10 por ciento), disuelto en el plasma
- 2.- La mayor parte (entre 60 y 70 por ciento), como iones de bicarbonato resultantes de la disociación del ácido carbónico, que también ha liberado iones de hidrógeno (H^+) (acidez)
- 3.- Combinado con la hemoglobina.

La formación de iones de bicarbonato favorece la descarga de oxígeno. (Robert K. Murray, 2001)

2.1.1.18. Transporte de O_2 :

El proceso de transportar O_2 desde el medio ambiente hasta la célula es un concepto elegantemente simple de entender pero complejo en la práctica. El proceso de transporte se puede dividir en cuatro fases: (1) intercambio pulmonar, (2) interacción del O_2 con la Hgb, (3) suministro de O_2 a los tejidos, y (4) retirada del O_2 de los tejidos. Cada uno de los pasos es crítico para asegurar que existe un aporte estable de O_2 a las células para su correcto metabolismo. (Wingfield & Raffe, 2005)

2.1.1.18.1. Intercambio pulmonar de gas: El sistema respiratorio consta de diversas regiones anatómicas que trabajan de forma conjunta para permitir el transporte de gas hasta el alveolo. El transporte y la distribución del aire se inicia en las narinas y finaliza con el suministro de aire a los alveolos pulmonares. Los elementos conductores superiores

del sistema respiratorio incluyen las narinas, maxila, senos frontales, nasofaringe, laringe, tráquea, bronquio, bronquiolos, y alveolos. Los bronquiolos y los alveolos están incorporados dentro de la estructura pulmonar. En los pulmones de los mamíferos se produce, desde la tráquea a los alveolos, una ramificación seccional y contribuye al espacio compacto en el que residen millones de unidades alveolares.

A la ramificación secuencial nos referiremos como generaciones de vías aéreas. Dependiendo de la especie existen entre 22 y 26 generaciones de vías aéreas entre la tráquea y los alveolos. El intercambio pulmonar de gas es el proceso que abarca el movimiento de gas desde el medio ambiente hasta las unidades respiratorias terminales del pulmón. Este proceso para que tenga lugar precisa de energía metabólica. En condiciones normales, la expansión pulmonar tiene lugar conjuntamente con el movimiento de la pared torácica y el diafragma. La tensión generada por el diafragma y los músculos respiratorios causa expansión mecánica de la cavidad torácica; este hecho produce de forma concurrente la expansión del tejido pulmonar y un gradiente de presión subatmosférico.

El aire entra en los conductos respiratorios, faringe, y vías respiratorias superiores y ocasiona una reducción en el gradiente de presión transrespiratorio hasta un nivel estable al final de la inspiración. La expiración suele ser, generalmente, un proceso pasivo que se inicia con la relajación de los músculos respiratorios y el diafragma. La relajación muscular hace posible que se retraigan los elementos tisulares elásticos del pulmón, facilitando así el vaciado alveolar hacia las vías conductoras y, finalmente, hacia la atmósfera. El movimiento del O_2 desde el medio

ambiente hasta la sangre requiere que se realice el proceso explicado anteriormente.

En cada respiración se produce un transporte de O_2 hacia las vías conductoras del árbol respiratorio. Una vez que el O_2 entra en las vías conductoras, el movimiento hacia los alveolos ocurre por una combinación de transferencia y difusión. La transferencia se realiza en las seis primeras vías aéreas conductoras; la difusión se produce en el resto de vías hasta el alveolo. La difusión es eficiente porque las presiones parciales de O_2 en las vías conductoras son mayores que en los alveolos, facilitando así la transferencia de gas hasta el nivel alveolar. Esta relación es dinámica y cambia constantemente a medida que se produce la difusión gaseosa hacia dentro y hacia afuera entre el alveolo y la circulación pulmonar.

Una vez en el alveolo, la difusión de oxígeno se produce a través de la membrana alveolar-capilar. El ritmo de difusión viene determinado por las presiones parciales transmembrana y la solubilidad del gas en el tejido. La solubilidad viene determinada por el peso molecular; el O_2 ($p_m=32$) tiene un coeficiente de solubilidad ligeramente mayor que el CO_2 ($p_m=44$). La magnitud del gradiente de presión parcial influye sobre la velocidad de difusión. El O_2 presenta un gradiente de presión parcial elevado (~ 100 mm de Hg en el alveolo, ~ 38 mm Hg en la sangre venosa). Por ello, la diferencia en el gradiente parcial de presión entre la sangre venosa y la arterial facilita una rápida difusión a través de la membrana alveolar. La descripción anterior asume que exista un equilibrio ideal entre el intercambio gaseoso alveolar (V) y el flujo de sangre pulmonar (Q) que pasa por el alveolo.

Esto se produce en una porción importante del pulmón sano; está ampliamente reconocido que las fuerzas físicas afectan el equilibrio óptimo en ciertas zonas del pulmón. Cualquier desequilibrio V/Q afecta al intercambio gaseoso a través de la interfase alveolar-capilar. Tanto las elevaciones de V/Q (espacio muerto) como las disminuciones de V/Q (comunicaciones venosas o arteriales) afectarán al intercambio de O₂ pulmonar antes que al intercambio de CO₂.

El incremento de la frecuencia respiratoria en el paciente sano no elevará significativamente los niveles de O₂ ya que la presión parcial de O₂ no cambia. La ventilación asistida durante la anestesia o en enfermedad pulmonar redundará en una mejor distribución e intercambio de O₂ en el pulmón. Las alteraciones en V/Q se manejan generalmente aumentando los niveles de O₂ inspirado. Aumentando el nivel de O₂ incrementará el gradiente de difusión favoreciendo la captación de éste por la sangre. (Wingfield & Raffe, 2005)

2.1.1.18.2. Interacción del O₂ con la Hgb: El presente esquema indica el transporte de O₂ desde los alveolos a los lechos pulmonares. Fíjese que la dirección de la difusión del O₂ está marcada por la presión parcial de O₂ a nivel local del medio capilar-tejido. El O₂ plasmático juega un papel clave en determinar la dirección del “flujo”. Una vez que el oxígeno entra en la red vascular es transportado mayoritariamente en la molécula de hemoglobina (Hgb). La Hgb presenta unas características particulares que le confieren la capacidad de transportar cuatro moléculas de O₂ por cada molécula de Hgb.

El O₂ que forma complejo con la molécula de Hgb no ejerce presión parcial gaseosa. Una pequeña parte del oxígeno se encuentra en solución en el compartimento plasmático. Este

O₂ soluble en el plasma proporciona un movimiento direccional hacia dentro o hacia afuera de la Hgb en el proceso de difusión. Cada gramo de Hgb transporta aproximadamente 1,30 ml de O₂ (existen pequeñas variaciones de este valor entre diferentes especies). Un perro (gato) generalmente tiene entre 12 y 15 g Hgb/dl de sangre. Un animal que tuviera 15 g Hgb/dl tendría una capacidad de Hgb de 1,34 (ml O₂/g Hgb) X 15 g Hgb/dl = 20 ml O₂/dl de sangre. Este es el volumen total de O₂ en complejo con la Hgb. Se asume que bajo condiciones normales, el O₂ interactúa con todos los lugares disponibles (>97% de saturación de O₂ (SaO₂)) de la molécula de Hgb.

Tal como se ha dicho anteriormente, existe una pequeña cantidad de O₂ libre en la solución; la cantidad de O₂ en el plasma (solución) es alrededor de 0,3 ml/dl/100 mm Hg presión parcial de O₂. La cantidad total del contenido de O₂ (CaO₂) por decilitro de sangre (100 ml) es la suma de los complejos de O₂ en la molécula de Hgb y el O₂ en solución. Esta suma se describe matemáticamente tal como sigue: $CaO_2 = (1,34 \times Hgb \times SaO_2) + (0,003 \times PaO_2)$. En este ejemplo, un paciente sano que respirando aire de una habitación tendrá una capacidad total de transporte de O₂ (contenido de O₂) de 20 + 0,3 = 20,3 mL O₂/dl. Diversos factores pueden afectar considerablemente la capacidad de transporte de O₂. El primero de ellos es la saturación de Hgb.

Cualquier enfermedad que afecte la función cardiovascular o respiratoria potencialmente, reduce la captación de O₂ por el pulmón. Bajo estas condiciones, la presión parcial de O₂ es inferior a la esperada haciendo que la saturación de la Hgb sea incompleta. Esta es la razón por la que la SaO₂ se debe considerar en el cálculo del contenido de O₂. El segundo factor es la concentración de Hgb. Si se reduce la

concentración de Hgb, habrán cambios destacadados en la CaO_2 , incluso aunque la tensión de O_2 sanguíneo (presión parcial) no cambie. Ya que la cantidad de O_2 transportado en solución es pequeña y será constante independientemente del nivel de Hgb, es seguro asumir que la capacidad total de transporte de O_2 es directamente proporcional a la concentración de Hgb. El siguiente ejemplo clarificará este punto. Un paciente tiene una concentración de Hgb de 6g/dl. Fíjese que la capacidad total de transporte está significativamente disminuida comparada con los niveles normales de Hgb. Este paciente no mostrará una respuesta significativa favorable al incrementar los niveles de O_2 inspirado ya que el problema radica en la capacidad absoluta de transporte de O_2 por decilitro de sangre. (Wingfield & Raffe, 2005)

2.1.1.18.3. Factores que afectan a la capacidad de transporte de O_2 de la Hgb: La estereoquímica de la molécula de hemoglobina cambia a medida que se unen moléculas de O_2 . Cuando se unen la tres y la cuatro, las características de la molécula cambian de tal forma, que las moléculas de O_2 pueden liberarse en puntos concretos de la circulación en función de la tensión tisular de oxígeno. A medida que el oxígeno se desprende, la molécula de Hgb irá liberando posteriormente otras moléculas de O_2 de una forma energética más eficiente. El análisis de las propiedades fisiológicas de la Hgb lleva a construir la curva de disociación de la oxihemoglobina. Fíjese que la curva tiene una configuración “sigmoidea”. Si uno traza la tensión venosa de oxígeno ($\text{PvO}_2 = 40$ mm Hg) y la tensión arterial de oxígeno ($\text{PaO}_2 = 100$ mm Hg), veremos que la captación y liberación de oxígeno tiene lugar entre el 75% y el 100% del margen de saturación. Esta es la zona de energía eficiente de la curva con disponibilidad de una gran “reserva”. La P50

es un análisis que ayuda a entender en tiempo real la fisiología de la Hgb. La Hgb tiene la capacidad de cambiar su afinidad para el O_2 ; esta capacidad produce “desviaciones” en la curva de la Hgb. La P50 es el valor en el cual la Hgb presenta una saturación del 50%. El valor P50 normal es de 27 a 35 mm de Hg, dependiendo de las condiciones. (Wingfield & Raffe, 2005)

2.1.1.18.4. Suministro de O_2 a los tejidos: Una vez que el O_2 está fijado a la molécula de Hgb, debe ser llevado a los diferentes órganos y tejidos de una forma eficiente en tiempo y energía. El flujo de sangre tisular (perfusión) está marcado por una compleja serie de sucesos. Tal como se ha indicado anteriormente en la primera ecuación, el contenido de O_2 en la sangre (CaO_2) debe ser lo suficientemente elevado para permitir su transferencia a los lechos tisulares. Además, debe haber suficiente flujo de sangre (salida desde el corazón) para proporcionar de forma constante sangre oxigenada a los tejidos. La distribución de la salida de sangre cardíaca debe darse conforme a las necesidades de los diferentes lechos tisulares. Esto se encuentra determinado por la acción coordinada de mecanismos de control neurogénicos y humorales. El control general está bajo el sistema nervioso autónomo, el cual modula el tono vascular local para ajustar el flujo de sangre a los requerimientos metabólicos tisulares. Por otro lado, el control momento a momento lo realizan mecanismos de control neurohumorales locales (óxido nítrico y adenosina) que proporciona un delicado control de la velocidad del flujo de sangre a través de los capilares. No es posible determinar el suministro celular de O_2 . Sin embargo, podemos hacernos una idea midiendo el suministro global de O_2 . El suministro global de O_2 es el producto del contenido de O_2 en la sangre y el gasto cardíaco (flujo). (Wingfield & Raffe, 2005)

2.1.1.18.5. Captación tisular de O₂: La captación tisular de O₂ es el producto del gasto cardíaco y de la diferencia en el contenido de O₂ entre la sangre arterial y la venosa. La expresión matemática queda como sigue: $VO_2 = Q \times (CaO_2 - CvO_2)$. Debido a que las características de la Hgb ($1,3 \times Hgb = CO_2$) son similares tanto en la sangre arterial como en la venosa, la ecuación se puede modificar como sigue: $VO_2 = Q \times 13,4 \times Hgb \times (SaO_2 - SvO_2)$. En esta última ecuación, el contenido de Hgb se multiplica por 10 para corregir las diferencias de unidades. (Wingfield & Raffe, 2005)

2.1.1.18.6. Cociente de extracción de O₂: El cociente de extracción de O₂ (CEO) es la relación entre la captación de O₂ respecto al suministro de O₂ (VO_2/DO_2). Representa la fracción de O₂ suministrada a los tejidos por la microcirculación que difunde hacia los tejidos. Este cociente se puede multiplicar por 100 para expresar el CEO como un porcentaje. El CEO normal en humanos es 0,2 a 0,3 indicando que aproximadamente el 20% al 30% del O₂ suministrado se extrae hacia los espacios tisulares y se usa en el metabolismo. Esto es graduable dependiendo de una variedad de factores incluyendo enfermedad, estrés, ejercicio, y metabolismo. Todos estos estados fisiológicos pueden aumentar el CEO. La capacidad de adaptación del organismo para el CEO es crítica en determinados estados de enfermedad tal como se ha dicho anteriormente. (Wingfield & Raffe, 2005)

2.1.1.18.7. Control de captación de O₂: El metabolismo aeróbico precisa un flujo constante de O₂ (VO_2) para mantener los procesos bioquímicos normales. Como regla, nos basamos en un valor de 5 ml/Kg/min de consumo de O₂ para poder calcular los requerimientos de O₂ de un paciente en condiciones metabólicas normales. Existe este requisito

independientemente de la capacidad de proporcionar unos niveles adecuados de O_2 (DO_2) en cualquier momento. La demanda de O_2 puede cambiar con diversos factores incluyendo la tasa metabólica, temperatura corporal, edad, enfermedad, e insuficiencia o disfunción orgánica. Debido a los cambios momento a momento en el suministro de O_2 , el CEO va variando a lo largo de la actividad normal diaria.

Esto no llega a ser perceptible en pacientes sanos ya que el CEO nunca es lo suficientemente alto como para agotar las reservas de O_2 que dispone la molécula de Hgb. Las condiciones anormales en las cuales la Hgb es baja, la perfusión es baja, o los requerimientos metabólicos aumentan durante un suministro constante de O_2 , pueden causar graves alteraciones en la disponibilidad de oxígeno al aumentar el porcentaje de extracción de O_2 . Bajo estas condiciones, se puede llegar a alcanzar un estado de suministro crítico de O_2 . El suministro crítico de O_2 se define como aquel punto donde el VO o está limitado por el DO_2 . A este punto, en el cual se alcanza el suministro crítico, nos referiremos como suministro dependiente de VO_2 . Conceptualmente representa la condición en la cual la captación de O_2 tisular está limitada por el O_2 suministrado, no por la demanda metabólica. Esta situación no es extraña en pacientes enfermos críticos por las razones descritas anteriormente. No están claras las razones para esta conversión, pero parecen relacionadas con un desequilibrio VO_2/DO_2 inherente relacionado con el proceso subyacente. (Wingfield & Raffe, 2005)

2.1.1.19. Transporte de CO_2 :

El dióxido de carbono es el principal producto final del metabolismo oxidativo. El organismo es extraordinariamente sensible al CO_2 ; es la principal sustancia que monitoriza el sistema de control respiratorio. Los sistemas de control de la

ventilación están diseñados para regular el CO_2 y facilitar su eliminación del pulmón. Debido a las presiones parciales de gases, el CO_2 difunde desde los espacios intracelulares al compartimento plasmático. Cuando el CO_2 se pone en contacto con el agua plasmática, forma ácido carbónico, un producto potencialmente dañino si se permite que se acumule. Para minimizar daños potenciales, el CO_2 se tampona en el compartimento vascular hasta que puede ser extraído en el pulmón. El CO_2 se puede transportar por uno de estos tres mecanismos diferentes: (1) Un pequeño porcentaje de CO_2 se mantiene en solución física debido a su solubilidad en plasma (agua). Esta pequeña cantidad es importante ya que posibilita la dirección de difusión tal como el O_2 soluble en el plasma hace en la sangre arterial.

La cantidad absoluta de CO_2 soluble es pequeña en comparación con otros mecanismos de transporte. (2) El CO_2 puede continuar difundiéndose en el plasma y ganar acceso hacia los eritrocitos. Aproximadamente el 20% del CO_2 se combina con la Hgb formando carbaminohemoglobina. Esta molécula de CO_2 se intercambia con O_2 durante el intercambio de gas pulmonar (arterialización). A medida que se va uniendo O_2 , fisiológicamente se incrementa la disociación Hgb- CO_2 ; este fenómeno se conoce como efecto Bohr. (3) La mayoría del CO_2 es transportado tras una interconversión química. El citoplasma de los eritrocitos (y de las células tubulares renales) poseen un sistema enzimático llamado anhidrasa carbónica (AC). Este enzima facilita la hidratación del CO_2 y la interconversión química a ácido carbónico. El ión hidrógeno del ácido carbónico se disocia e interacciona con lugares de unión disponibles en la molécula de Hgb. La molécula residual de este proceso es el ión bicarbonato; que se intercambia en el plasma con el ión cloruro (desviación de cloruro). De esta forma, se desmonta el CO_2 para su

transporte y se reconstruye en el pulmón. Al fijar los elementos ácidos, se minimiza el daño tisular. Estos hechos se resumen en esta reacción: $\text{CO}_2 + \text{H}_2\text{O} \leftrightarrow \text{H}_2\text{CO}_3 \leftrightarrow \text{H}^+ + \text{HCO}_3^-$. En esta reacción, la AC facilita el primer paso; el segundo paso tiene lugar de forma espontánea. (Wingfield & Raffe, 2005)

2.1.1.19.1. El papel de la Hgb en el transporte de CO_2 :

La Hgb es el principal sistema tampón de la sangre. Tal como se ha comentado anteriormente, su función es neutralizar el ión hidrógeno para el transporte desde células al pulmón. La Hgb tiene seis veces más capacidad de tampón que las proteínas plasmáticas. Esto se debe principalmente a la gran cantidad de Hgb que dispone la sangre normal. El pK de la Hgb (7,0) es cercano al pH normal del cuerpo (7,4). Esto todavía incrementa la contribución de la Hgb a la capacidad total de tamponamiento de la sangre. Hace también que la Hgb sea el principal sistema tampón para el transporte de CO_2 . La hemoglobina tiene una mayor capacidad tampón en su forma desoxigenada (desaturada).

Esta propiedad se conoce como efecto Haldane. Este efecto es fisiológicamente favorable ya que incrementa la afinidad de la Hgb para el CO_2 y disminuye el tiempo en el cual el CO_2 libre pueda convertirse en ión hidrógeno. Una vez que la sangre desaturada alcanza el pulmón, se reconstruye el CO_2 al invertirse la reacción de masa o es liberada de la molécula de Hgb. El CO_2 se libera de la sangre y se difunde hacia el alveolo y asciende a lo largo del tracto respiratorio para su excreción al medio ambiente. La molécula de Hgb cambia su configuración estereoquímica a medida que se liberan los iones de CO_2 e hidrógeno. Esta característica se conoce como efecto Bohr. La velocidad de liberación de CO_2 se puede estimar por la diferencia arterial-venosa de la

pCO₂. Esto puede formalizarse por una modificación de la ecuación de Fick. La ecuación de Fick describe la relación entre la diferencia de contenido para un cierto gas (en este caso CO₂) en la sangre arterial y venosa, y la perfusión (gasto cardíaco). Para el CO₂, se definirá tal como sigue: $V_{CO_2} = Q \times (C_vCO_2 - C_aCO_2)$ donde, Q= perfusión (gasto cardíaco), C_vCO₂= contenido venoso de CO₂, y C_aCO₂= contenido arterial de CO₂.

Este concepto es esencial para la regulación diaria ácido-gas. Tal como ya se ha indicado en la sección ácido-base, el CO₂ es la parte ácida que acompaña al bicarbonato. La capacidad para tamponar CO₂ para el transporte y excreción a nivel pulmonar resulta crítica para mantener el equilibrio ácido-base en el organismo. Este es un papel importante que juega la Hgb en la homeostasis. Alrededor de 10.000 mEq de ácido se excretan por esta vía por día. (Wingfield & Raffe, 2005).

2.1.1.20. Efecto Bohr:

La oxigenación de la Hb aumenta la acidez, o dicho de otra manera, la desoxigenación aumenta la basicidad porque la unión del oxígeno a la Hb implica la participación en el equilibrio del ion hidrógeno. $Hb + 4O_2 \rightleftharpoons Hb(O_4)$ La ecuación muestra como la forma R es más ácida y que se disocian H a la forma T.

Cuando el CO₂ llega al eritrocito se dan dos situaciones: la primera es que el CO₂ reacciona con el H₂O, reacción catalizada por la anhidrasa carbónica, produciendo H₂CO₃ en un 90%. La segunda es que el CO₂ en un 7%, se une a la Hb generando carbaminoHb. El ácido carbónico pasa automáticamente a HCO₃⁻ y H⁺. El H⁺ generado se incorpora a la desoxiHb, esto genera HbH⁺, proceso facilitado por el efecto Bohr. La Hb retiene 2H⁺ por cada

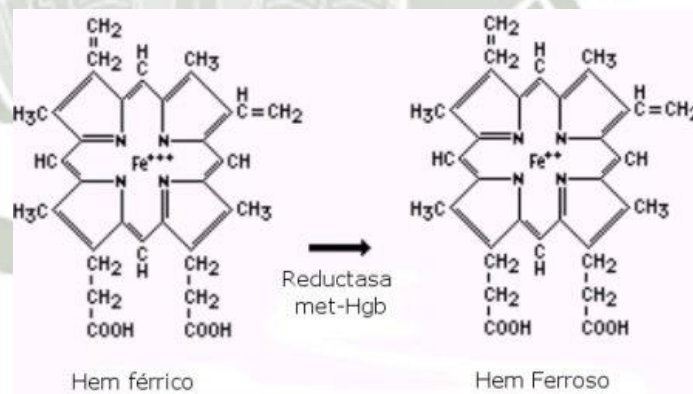
molécula de O₂ que pierde. El HCO₃⁻ - por su parte, difunde a través de la membrana eritrocitaria y en parte se intercambia con iones Cl⁻ del plasma, mecanismo denominado desplazamiento del cloruro. Así se transporta la mayoría del CO₂. El restante, se transporta como CO₂ disuelto (5%) y como reacción del CO₂ con los grupos amino de la Hb, donde se generan entre 1 y 2 equivalentes de H⁺. En los pulmones se da el proceso inverso, el oxígeno se une a la desoxiHb y los H⁺ se liberan. El HCO₃⁻ - que está en sangre entra al eritrocito, y sale el Cl⁻ . El H⁺ reacciona con el HCO₃⁻ - y forma el ácido carbónico, este se desdobla en CO₂ y H₂O. El CO₂ es exhalado y el agua sale a favor de gradiente, a medida que aumenta su concentración. Este fenómeno reversible que se da en el eritrocito, entre pulmón y tejidos es lo que se conoce como efecto Bohr. (Kasper, D. L., HARRISON, 2006).

2.1.1.21. Hemoglobinopatías asociadas al transporte de O₂:

Metahemoglobinemias - Hb M: La metahemoglobina (ferrihemoglobina) es un derivado de la hemoglobina en que el hierro ferroso se oxida a su forma férrica, lo que origina un color azulado pardo, similar a la cianosis de la piel. La metahemoglobina forma parte de la hemoglobina "inactiva"; es incapaz de combinarse de modo reversible con el oxígeno y monóxido de carbono, además desvía la curva de disociación oxígeno en el sentido de un aumento de su afinidad por este y entorpece por tanto su transporte desde la sangre a los tejidos. Así, cantidades anormales de metahemoglobinemia, causarán una "anemia" funcional con cianosis (debido a la capacidad reducida de la sangre para transportar oxígeno). La metahemoglobinemia congénita se hereda como rasgo autosómico dominante; es consecuencia de mutaciones de la globina que estabiliza al Fe en el estado ferrico (Por ejemplo: Hb M. Iwata- $\alpha 87$ His--- > Tyr), o por

mutaciones que merman las enzimas que reducen la metahemoglobina a Hb. La Metahemoglobinemia adquirida se debe a toxinas que oxidan el Fe del hemo, en particular los compuestos que tienen nitratos y nitritos. Algunos pueden presentar moderada policitemia que intenta compensar las necesidades de transportación de oxígeno tisular. En otros pacientes un ligero retardo mental puede acompañar su evolución. La metahemoglobinemia tóxica si aparece rápidamente produce síntomas de anoxia. Con cifras de 20 a 30 % aparece fatiga, disnea, taquicardia, cefalea, lipotimia, náuseas y vómitos, aunque algunos de estos síntomas son propios del agente causal. Con concentraciones mayores de 55 % se presentan estupor y letargo. Por encima de 70 % de metahemoglobinemia es mortal. (Kasper, D. L., HARRISON, 2006).

Imagen N° 1. Metahemoglobinemias - Hb M



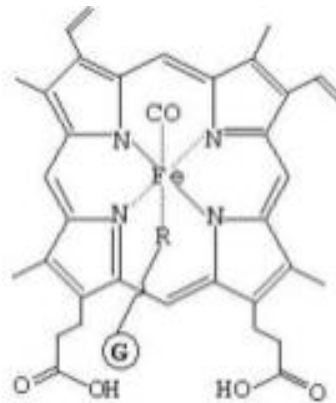
Fuente: [http://1.bp.blogspot.com/-](http://1.bp.blogspot.com/-KQvsESd_qTs/UiGJKXi_pOI/AAAAAAAAAAk/hnIKNxaJQYA/s1600/reductasa.jpg)

[KQvsESd_qTs/UiGJKXi_pOI/AAAAAAAAAAk/hnIKNxaJQYA/s1600/reductasa.jpg](http://1.bp.blogspot.com/-KQvsESd_qTs/UiGJKXi_pOI/AAAAAAAAAAk/hnIKNxaJQYA/s1600/reductasa.jpg)

Carboxihemoglobina: El cuerpo produce de forma continua pequeñas cantidades de CO, como uno de los productos finales del catabolismo de la hemoglobina y otros grupos hemo. De esta manera es normal que en un individuo sano exista una saturación de carboxihemoglobina del 0.4-0.7%, o

que en situación de anemia hemolítica aumente la producción endógena de CO, llegando a una saturación de carboxihemoglobina del 4-6%. Se forma al desplazar un átomo de hierro estableciendo, el CO, una fuerte unión con la hemoglobina. La afinidad del monóxido de carbono por la hemoglobina, es 250 veces mayor que la del oxígeno. El monóxido de carbono unido a la hemoglobina provoca una desviación a la izquierda de la curva de disociación de la hemoglobina. Los diferentes niveles de carboxihemoglobina pueden provocar diferentes tipos de efectos en los individuos afectados, tales como dificultades respiratorias y asfixia. La transformación del 50% de hemoglobina en carboxihemoglobina puede conducir a la muerte. Los síntomas típicos son mareos, dolor de cabeza concentrado, náuseas, sonoridad en los oídos y golpeteo del corazón (latidos intensos). (Kasper, D. L., HARRISON, 2006).

Imagen N° 2. Carboxihemoglobina



Fuente: <https://es.slideshare.net/JacquelinCarretas/carboxihemoglobina-caso-clnico>

2.1.1.22. Transporte de O₂ y CO₂ en la hemoglobina:

Hemoglobina: La hemoglobina es una proteína caracterizada por el grupo “hemo”. La función de las hemoproteínas es la de transportar oxígeno en sus enlaces, por eso también reciben el nombre de proteínas transportadoras de oxígeno.

Esta proteína une el O₂ en los pulmones y lo transporta vía sangre arterial a los tejidos donde lo libera. Además, une CO₂ procedente del metabolismo en los tejidos y lo transporta, vía sangre venosa, a los pulmones para ser eliminado.

Es proteína globular esférica formada por un tetrámero que contiene dos cadenas alfa y dos betas unidas por interacciones no covalentes. Esta parte proteica va unida al grupo hemo, un anillo de porfirina con un átomo de Fe en el centro (hay 4 grupos hemo). El grupo hemo va a ser el que de la afinidad por el oxígeno y el que haga la principal función de unión del oxígeno

Cada molécula de hemoglobina puede unirse con cuatro moléculas de oxígeno (una en cada grupo hemo) y al unirse

este la proteína hace un cambio conformacional en la estructura cuaternaria (el O₂ actuaría de ligando), se pasa de la forma T (tensa, donde no tiene oxígeno, pudiéndose llamar “desoxihemoglobina”) a la forma R (el oxígeno se une y cambia a la forma relajada, sería la “oxihemoglobina”).

Dichos cambios conformacionales producidos en la unión de oxígeno convierten a la hemoglobina en una proteína alostérica que tiene, además, interacciones cooperativas, ya que según se une el O₂ la afinidad aumenta en los otros lugares de unión de las restantes subunidades (es decir, la unión de la primera molécula facilita la asociación de otra molécula de oxígeno y así sucesivamente).

La unión de oxígeno en la hemoglobina está regulada por efectores (H⁺, CO₂, BPG), que modifican la capacidad de unión de oxígeno (afinidad) dentro de la proteína uniéndose a sitios distantes del centro de unión.

Oxihemoglobina: La oxihemoglobina o hemoglobina oxigenada (HbO₂) es la hemoglobina cuando está unida al oxígeno, dando el aspecto rojo intenso característico de la sangre arterial. Cuando pierde el oxígeno, se denomina hemoglobina reducida, y presenta el color rojo oscuro de la sangre venosa.

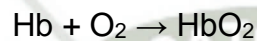
La hemoglobina cuando está unida al oxígeno, dando el aspecto rojo intenso característico de la sangre arterial. Cuando pierde el oxígeno, se denomina hemoglobina reducida, y presenta el color rojo oscuro de la sangre venosa.

La hemoglobina tiene 2 subunidades de cadenas polipéptidas: subunidad α y la subunidad β , cada una con dos cadenas polipéptidas. Cada cadena polipéptida

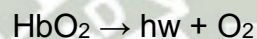
(globina) está unida a un anillo HEM (también llamados anillos porfirínicos), el cual tiene en su interior una molécula de hierro. El O_2 se asocia a la molécula de hierro del anillo HEM

Con una menor concentración de O_x (O_x representa X moléculas de O_2) la Hb no suelta el O_x (curva de disociación de la oxihemoglobina), a medida que la oxihemoglobina se acerca a las células del cuerpo, empieza a soltar el O_x

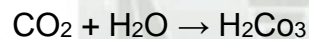
Medio con O_x :



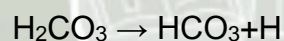
Medio sin O_x :



Sucede algo similar con el carbohemoglobina, que una parte se asocia con la Hb ($Hb + CO_2 \rightarrow HbCO_2$) y el resto se asocia con el H_2O para formar H_2CO_3



Después, esto último se disocia en el Ion Bicarbonato:



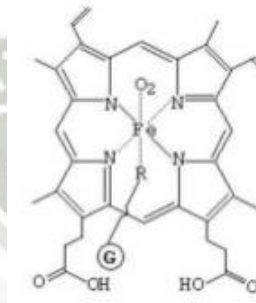
La hemoglobina reducida o desoxihemoglobina: se da en el caso de pérdida de oxígeno en la sangre venosa, entonces se presenta con un color rojo oscuro. En el caso de que la hemoglobina esté bien oxigenada, se denomina oxihemoglobina o hemoglobina oxigenada, cuyo color tiene un aspecto de rojo intenso característico de la sangre arterial.

Esta se puede presentar principalmente en la cianosis que es la coloración azul de la piel por el aumento de la hemoglobina reducida por encima de 4g por cada 100ml de sangre.

La desoxihemoglobina, es la molécula de hemoglobina sin oxígeno (es decir, luego de haberlo transportado desde los pulmones hasta los capilares).

De la afinidad por O₂ o CO₂, lo único que puedo decirte es que la Oxihemoglobina (saturada de oxígeno) tiene baja afinidad por el CO₂. De la misma manera, la hemoglobina cuando transporta el CO₂ pierde afinidad por el O₂. (Kasper, D. L., HARRISON, 2006).

Imagen N° 3. Oxihemoglobina

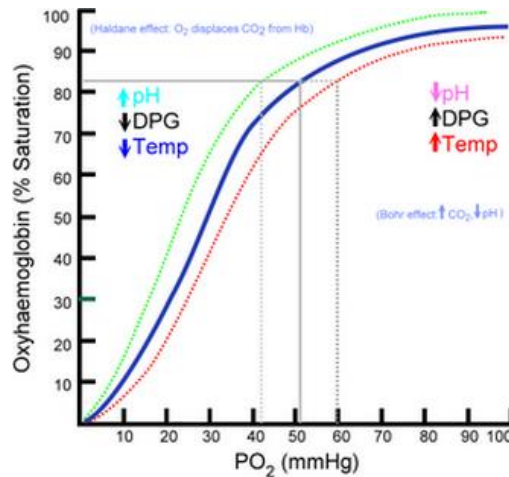


Fuente: <https://es.slideshare.net/JacquelinCarretas/carboxihemoglobina-caso-clinico>

2.1.1.23. La curva de disociación de la hemoglobina:

La curva de disociación de la hemoglobina relaciona la saturación y la presión de oxígeno. Debido a la manera reversible que tiene el O₂ para unirse con la hemoglobina, cuando la PO₂ en la sangre es alta, el O₂ se unirá a la hemoglobina. En el caso contrario, como ocurre en los capilares tisulares, el O₂ se libera.

Imagen N° 4. Curva de disociación de la hemoglobina



Fuente: https://es.wikipedia.org/wiki/Efecto_Bohr

En la gráfica, se puede apreciar que con una pO_2 de 95mmHg, la hemoglobina tiene una saturación del 97%. Mientras que en valores de pO_2 de 40mmHg, una saturación del 75%.

Podemos apreciar que ante grandes descensos en la pO_2 interna, la variación en la saturación de la hemoglobina es relativamente baja, por lo que actúa como un reservorio de O_2 .

La sangre tiene 15g/dl de hemoglobina y cada gramo toma 1,34ml de O_2 . Como ésta nunca está saturada al 100%, la cantidad de O_2 en hemoglobina rondará los 19ml.

Después de realizar el intercambio gaseoso tisular, el volumen descenderá hasta unos 14ml, intercambiándose 5ml en el proceso debido a la diferencia de presiones.

- **Desviación de la curva hacia la derecha:** El desplazamiento de la curva hacia la derecha significa una disminución de la afinidad de la hemoglobina por el oxígeno. Se puede desviar por varios motivos:
 - **Aumento de CO_2 :** Esta situación se produce en los tejidos, donde la concentración de CO_2 es alta

debido al metabolismo. Como consecuencia, la curva se desplaza hacia la derecha y disminuye su afinidad por el oxígeno y favorece la liberación del mismo en los tejidos.

- **Aumento de la temperatura:** Un aumento de la temperatura, provoca modificaciones estructurales en la configuración de la hemoglobina, disminuyendo su afinidad por el oxígeno.
- **Aumento del BPG:** Se produce en situaciones de hipoxia. En altas concentraciones, el BPG se coloca dentro de la hemoglobina y hace que ésta sea menos afín por el O₂.
- **Descenso de pH:** Está ligado a un aumento en la concentración de CO₂, el cual se disocia en H⁺ y HCO₃⁻ y los protones vuelven a la hemoglobina más ácida, provocando que pierda afinidad por el O₂.
- **Desviación de la curva hacia la izquierda:** El desplazamiento de la curva hacia la izquierda significa un aumento de la afinidad de la hemoglobina por el oxígeno. Se puede desviar por varios motivos:
 - **Disminución de CO₂:** Esta situación se produce en los pulmones, donde la concentración de CO₂ baja. Como consecuencia, se desplaza hacia la izquierda y aumenta la afinidad por el O₂ de la hemoglobina.
 - **Disminución de la temperatura:** Se evita la posible desnaturalización de la hemoglobina y como consecuencia se vuelve más afín a unirse con el O₂.
 - **Disminución del BPG:** Descensos de BPG evitan que se una a la molécula de hemoglobina, favoreciendo su unión con el O₂.

- **Aumentos de pH:** Lo provoca una menor concentración de CO₂ (ya que están ligados) y la hemoglobina se vuelve más afín al O₂.

- **Hemoglobina fetal.**

La curva de la hemoglobina del feto está ligeramente desviada a la izquierda. Esto es debido a:

- **Hemoglobina:** La hemoglobina del feto, es una forma inmadura de la hemoglobina y es conocida como “Hemoglobina Fetal”. Esta molécula, es diferente y cuenta con dos cadenas Gamma, lo que hace de ella un compuesto poco afín a unirse con el BPG, lo que conlleva un aumento de la afinidad de la hemoglobina fetal por el O₂.
- **Concentración de hemoglobina:** La concentración de hemoglobina es un 50% superior en el feto que en el adulto.
- **Concentración de CO₂:** La concentración de CO₂ que lleva la sangre materna, es elevada, pero gran parte difunde de la sangre fetal a la materna, lo que conlleva una disminución del CO₂ en la sangre fetal. (Kasper, D. L., HARRISON, 2006).

2.1.1.24. Oximetría:

Desde hace mucho tiempo existen métodos no invasivos para monitorizar el oxígeno (O₂) y el dióxido de carbono (CO₂). El desarrollo de estas tecnologías ha cambiado significativamente los hábitos en la clínica diaria y en la medicina de urgencias. La capacidad de monitorizar continuamente el O₂ y el CO₂ sin ser necesaria la toma de muestras sanguíneas y su correspondiente análisis laboratorial, mejoró enormemente los cuidados del paciente

además de disminuir la cantidad de sangre necesaria para la evaluación laboratorial. Estas tecnologías están siendo cada vez más populares en medicina veterinaria y, principalmente, en el campo de la anestesia y los cuidados intensivos proporcionan una información muy valiosa. A pesar de su uso rutinario, un estudio en medicina humana indica que más del 90 % de clínicos y personal de soporte no conocen el funcionamiento de estas técnicas. (Wingfield & Raffe, 2005)

2.1.1.24.1. Funcionamiento: La espectrofotometría es un método de detección óptica que usa las propiedades de la reflexión de las moléculas de luz para medir la concentración de especies químicas en un medio gaseoso o líquido. Todas las moléculas y átomos comparten la propiedad de absorber o reflejar la luz en longitudes de onda específicas. La absorción y reflexión son únicas según la estructura molecular y ocurre en porciones específicas del espectro luminoso. Tanto el CL como la hemoglobina (Hgb) reflejan luz en el espectro infrarrojo y rojo. La técnica de medir la cantidad de (Hgb) que tiene moléculas de CE adheridas en comparación con la hemoglobina no oxigenada se llama oximetría. De un modo similar, la técnica que mide la cantidad de CCE en el gas exhalado se llama capnografía. (Wingfield & Raffe, 2005)

2.1.1.24.2. Oximetría: Cuando la molécula de hemoglobina interacciona o libera O_2 de su estructura química, cambia su configuración estereoquímica. Este cambio en su configuración molecular afecta la absorción y reflexión de luz. Los patrones asociados con la hemoglobina oxigenada ($HgbO_2$, oxihemoglobina) son distintos de la hemoglobina desoxigenada (Hgb, desoxihemoglobina o hemoglobina reducida). Esta

diferencia en la absorción y reflectancia de la luz, es la razón por la cual la sangre arterial (oxihemoglobina) tiene un color rojo más intenso que la sangre venosa (Hgb reducida). La HgbO₂ se refleja más rápidamente en el espectro rojo de luz. En comparación, la HgbO₂ tiene una absorción máxima de luz a 660nm respecto a la Hgb, y curiosamente ocurre lo contrario a 940nm y la Hgb tiene la máxima reflectancia. Esta relación es útil para entender la base de todas las técnicas de medición oximétrica. La oximetría usa la relación de reflectancia entre HgbO₂ y Hgb reducida para determinar el grado de saturación de la Hgb, que significa valorar la cantidad de O₂ que contiene la Hgb. La concentración absoluta de HgbO₂ y Hgb es medida e introducida en una expresión matemática para determinar el porcentaje de oxihemoglobina saturada (SaO₂). La fórmula usada para este cálculo es: $SaO_2 = \frac{HgbO_2}{HgbO_2 + Hgb} \times 100$. (Wingfield & Raffe, 2005)

2.1.1.24.3. Medición Clínica de la Oximetría:

Actualmente existen principalmente dos métodos para valorar la oximetría en medicina veterinaria, llamados pulsioximetría y co-oximetría. (Wingfield & Raffe, 2005)

2.1.1.25. Pulsioximetría:

La aplicación de la pulsioximetría ha aumentado en los últimos 10 años en medicina veterinaria. En cualquier paciente con riesgo de sufrir hipoxemia o que requiera una monitorización circulatoria puede ser de gran ayuda la monitorización pulsioximétrica. Las ventajas de la pulsioximetría son la detección precoz de cambios en el flujo sanguíneo microcirculatorio y en la hipoxemia asociada con alteraciones del flujo sanguíneo capilar.

Además, está indicado su uso para evaluar continuamente de forma no invasiva la saturación de la Hgb arterial y controlar el desarrollo de episodios hipoxémicos. El término pulsioximetría representa una fusión de dos principios fisiológicos. Oximetría, la medición de HgbO₂, se cuantifica usando los principios descritos anteriormente. De manera simultánea se evalúa el flujo sanguíneo capilar pulsátil usando el principio de pletismografía. El flujo pulsátil monitorizado por pletismografía es usado como una señal para confirmar una buena localización para medir la oximetría. De este modo sólo se determina la saturación de Hgb en pulso sanguíneo arterial o pulsátil. Los componentes no pulsátiles no son evaluados. La señal pletismográfica se muestra como ritmo cardíaco o pulso en la pantalla digital. Siguiendo la señal de detección y la medición a nivel tisular, se envía información al dispositivo base, que interpreta y muestra la información. (Rioja, Salazar, Martínez y Martínez, 2013)

La información se obtiene como ritmo cardíaco o pulso y saturación de HgbO₂ en el lecho tisular (SaO₂ o SpO₂). Estos parámetros se emiten digitalmente. En algunas unidades más complejas se permite la visualización de la señal de pulso en una pantalla para ayudar en la valoración de la fuerza y características del pulso. La mayoría de unidades también tienen un diodo emisor de luz (DEL) que mediante una columna luminosa o indicador numérico determina una correcta colocación e indica la fuerza de la señal. Las alarmas indicaran al operador un posicionamiento incorrecto, pérdida de señal, límites altos o bajos del ritmo cardíaco, y niveles de saturación bajos. Dentro de los niveles clínicamente aceptables de oxigenación arterial (>70% de saturación de Hgb), la saturación de Hgb detectada por pulsioximetría es muy

parecida (dentro del 3%) a la medición laboratorial de oximetría.

Una buena técnica de colocación de la sonda y una adecuada zona de detección es muy importante para asegurar unos buenos resultados. Existen varios tipos de sondas disponibles comercialmente. El diseño de sonda más común es una sonda transfectante. En este tipo de sonda, las dos longitudes de onda de infrarrojos (660 y 940 nm) son emitidas desde un diodo fototransmisor a través de una fina capa tisular. El fotodetector en el lado opuesto de la capa tisular detecta la luz reflejada y las dos bandas se ensanchan y envían información al módulo de base. Un segundo tipo de sonda es la sonda de reflectancia. En este diseño, tanto el fototransmisor como el fotodetector están en el mismo lado de la capa tisular. La luz emitida desde el fototransmisor refleja tejido de consistencia dura como hueso o cartílago y es medido por el fotodetector. Una variación de este enfoque puede usarse en tejidos blandos modificando la intensidad de la fuente de luz y la sensibilidad del fotodetector. Las zonas de medición estudiadas en animales de compañía incluyen lengua, labios, septo nasal, membrana interdigital, axila, zona inguinal, superficie ventral de la base de la cola, y el recto. Las zonas de detección más fiables son la lengua, labios y base de la cola.

Existen limitaciones en animales despiertos en los cuales se usa la base de la cola para técnicas de medición continua o intermitente. Se han descrito varios factores que influyen en la exactitud del pulsioxímetro. El movimiento en la zona de detección de señal es el principal artefacto. Es más difícil obtener unos resultados exactos y consistentes en pacientes que se mueven durante la medición. Las dishemoglobinemias, representadas por la

carboxihemoglobina y la metahemoglobina, elevan artificialmente las mediciones oximétricas. La hipotensión y vasoconstricción afecta a la lectura pletismográfica del flujo sanguíneo pulsátil dando un resultado inexacto de la medición de saturación. Una pigmentación oscura de la piel puede reducir la lectura al atenuar la fuente de luz y la capacidad de detección. Las anemias severas ($<3\text{g/dl}$) pueden dar un resultado de saturación de Hgb por debajo del valor real. Varios estudios clínicos muestran la superioridad de la pulsioximetría ante el análisis periódico de gases sanguíneos, para detectar episodios de hipoxemia en animales críticos. Pero estos estudios también muestran que a pesar de una mejor detección, no existe diferencia en la morbilidad y mortalidad entre las dos técnicas. Esto refleja la importancia de la decisión del operador más que la limitación de la técnica. (Wingfield & Raffe, 2005).

El pulsioxímetro mide la saturación de la hemoglobina en sangre arterial periférica de forma no Invasiva. La sonda de pulsioximetría se suele colocar en la lengua en animales anestesiados, pero también se puede situar en el labio, el prepucio, la vulva y la membrana interdigital en animales despiertos. Esta técnica puede verse afectada por numerosos artefactos (p. ej.: disminución del pulso periférico, vasoconstricción, pigmentación de las membranas mucosas, movimiento, luces fluorescentes, etc.).

Estos monitores también proporcionan una medida del pulso periférico normalmente mediante una señal audible, lo cual es ventajoso, pero de nuevo debe tenerse en cuenta que esta medida puede verse afectada por artefactos de movimiento y por lo tanto no debe nunca sustituir a la medida directa del pulso periférico. La saturación de la hemoglobina debe ser de al menos un 96 % en animales

sanos que respiren aire ambiente a nivel del mar. Cuando se añade oxígeno al aire inspirado la saturación de la profundidad de la inspiración), y por tanto, no indica de ninguna manera si la respiración es adecuada. El uso de este monitor no es muy recomendable porque puede dar un sentimiento de falsa seguridad, ya que el clínico no es consciente de la depresión respiratoria que el paciente está padeciendo hasta que se produce la apnea, cuando el problema puede ser ya irreparable. La auscultación mediante estetoscopio esofágico da información de la FR y en cierta manera de la profundidad de la respiración (V_t), aunque su interpretación es subjetiva. La ventaja de este monitor es que se pueden evaluar al mismo tiempo los sonidos broncoalveolares y los sonidos cardiacos.

Por ser fácil y barato de usar, es recomendable su empleo en todos los animales anestesiados, pero se debe combinar con otros monitores más avanzados, especialmente en los casos más críticos debe ser del 100 %. Un valor de pulsioximetría de menos del 93 % indica la presencia de desaturación de la hemoglobina e hipoxemia. Valores menores del 90 % indican la presencia de desaturación e hipoxemia grave (presión parcial de O_2 , arterial <60 mm Hg) que ponen en peligro la vida del animal, y por tanto requieren intervención inmediata que dependerá de la causa que lo provoque (p, ej.: intubación endotraqueal, administración de O_2 , etc.). (Rioja, Salazar, Martínez y Martínez, 2013)

La pulsioximetría es un método no invasivo para valorar el contenido de oxihemoglobina en los tejidos profundos. La lectura puede obtenerse en segundos. Aunque con ciertas limitaciones, esta tecnología puede facilitar información acerca de la liberación de oxígeno en los tejidos mucho antes de que la hipoxia tisular lleve a signos como síncope

y con saturaciones muy superiores a las necesarias para que la cianosis sea detectable como signo clínico. Como el pulsioxímetro emite un sonido en los niveles que se establezcan de alarma, también facilita una señal auditiva para completar la información visual.

El instrumento puede emplearse en varias situaciones prácticas en las que se desee una monitorización continuada de la oxigenación (ej.: en pacientes anestesiados o hipóxicos). Quizás una contribución subvalorada es su uso en casos en los que el sistema respiratorio parece comprometido y algunas pruebas diagnósticas son arriesgadas. En estos pacientes, la monitorización de la oxigenación mediante oximetría puede facilitar un seguro de que el animal en realidad no se encuentra en peligro de desaturación, permitiendo proceder con las pruebas. El uso de la oximetría se ha convertido en un estándar (incluso un requerimiento) para la anestesia en humanos, para monitorizar casos de UCI pediátricos y en varias alteraciones de UCI en adultos.

A medida que su uso ha sido descrito y validado en medicina veterinaria, la utilidad del aparato se ha vuelto aparente con objetivos similares. Al mismo tiempo, se han desarrollado y comercializado modelos para uso veterinario específico. Los sensores, la resistencia y el coste se han adaptado a pacientes veterinarios. Desafortunadamente, no siempre se han probado por completo la precisión y fiabilidad en las unidades comercializadas para veterinarios, por lo que son recomendables un uso juicioso y una interpretación crítica. La pulsioximetría es actualmente un método ampliamente empleado para estimar la oxigenación de los pacientes veterinarios. La tecnología es segura, sencilla de utilizar y facilita información que en la mayoría de pacientes no podría obtenerse de otro modo (o por lo

menos no tan rápido y frecuentemente). Sin embargo, la tecnología tiene límites tanto teóricos como prácticos, e incluso en condiciones ideales, no puede facilitar una información completa acerca de la función pulmonar. (King, 2006)

2.1.1.25.1. Fisiología General y Definición: La pulsioximetría se basa en la detección de la absorción de la luz cuando ésta es transmitida a través de los tejidos. Aunque se desarrolló basándose en el espectro de la oxihemoglobina humana, la pulsioximetría recientemente se determinó como una estimación válida de la saturación de la hemoglobina (SaCL) medida de forma directa en perros y gatos, así como en grandes animales. Es importante que los valores se interpreten sabiendo que, aunque los valores normales de la SaO₂ (96-98%) son similares al rango normal de la PaO₂ (aproximadamente 80-100 mm Hg), los números en realidad reflejan medidas fisiológicas distintas, y su relación está descrita por una curva sigmoidea. La PaO₂ que se correlaciona con una SaCb determinada varía, dependiendo de la concentración de 2, 3 difosfoglicerato (DPG), pH sanguíneo y temperatura.

Así, una SaO₂ del 90% puede reflejar todo un rango de valores reales de PaO₂. La pulsioximetría estima el porcentaje de oxigenación de la hemoglobina (SpO₂) determinando la diferencia entre la absorción de la luz en las pulsaciones (asumidas como arteriales) y la absorción de fondo entre ellas (asumida como debida a la sangre venosa, tejido y hueso). La desviación hacia rojo que ocurre cuando la mayor parte de la hemoglobina está oxigenada, en comparación con el fondo de sangre venosa, es la que da lugar a la forma de la onda. El instrumento envía una señal de luz a través del tejido, y la diferencia de la absorción de la luz en el rango de la sangre oxigenada es lo

que determina el detector. La señal depende de dos factores cardiopulmonares: (1) el grado de diferencia entre la oxihemoglobina pulsátil y la hemoglobina de fondo (la saturación de oxígeno) y (2) la amplitud del pulso (perfusión). Si la función pulmonar es normal, la señal varía sólo con la perfusión; si la perfusión es normal, varía sólo con la oxigenación.

Sin embargo, en muchas situaciones clínicas están afectados los sistemas cardiovascular y pulmonar. Por lo menos inicialmente, la contribución de las alteraciones en los dos sistemas no suele conocerse con certeza. Así, la señal puede afectarse por cambios en los sistemas cardiovascular y pulmonar, y puede no ser claro cuál es más importante a no ser que se realicen pruebas adicionales. Muchos instrumentos incluyen señales para ayudar en la distinción de la amplitud del pulso de la oxigenación, pero estas lecturas deben interpretarse cuidadosamente para evitar tomar decisiones con falta de información. Aunque la información detectada por el pulsioxímetro deriva en gran parte de cambios en la función cardiopulmonar, la señal puede también afectarse por cambios locales en los tejidos (ej.: si están comprimidos, disecados o si el paciente se mueve). De forma similar, cambios en el color de la sangre (ej.: alteraciones que den lugar a ictericia o metahemoglobinemia) o variación en la luz ambiental pueden teóricamente alterar la señal.

Hablando a nivel práctico, el hecho de que la señal se origina de la diferencia entre el color de los niveles pulsátiles y venosos de fondo, parece eliminar los problemas que se originan de una luz ambiental constante. El autor no ha encontrado problemas por ictericia y tiene una experiencia limitada con la metahemoglobina. El movimiento del paciente, sin embargo, puede interferir

mucho' con la capacidad de obtener una lectura. Pueden aparecer dificultades en perros con pigmentación muy oscura (ej.: Terranovas y Labrador Retriever negros). Además, cuando los sensores se colocan durante un tiempo prolongado en un mismo lugar, la presión sobre los tejidos subyacentes puede resultar en una reducción gradual de la SpO₂ que vuelve a la normalidad al recolocarlos. Cuando el sensor se coloca en la lengua, el secado gradual de los tejidos puede también dar lugar a resultados erróneos que pueden corregirse humedeciéndola de nuevo. (King, 2006)

2.1.1.25.2. Indicaciones: Como existen otras pruebas que pueden dar lugar a información más fiable acerca de las funciones cardiovascular y pulmonar, ¿cuál es la utilidad de la pulsioximetría? En lo que se refiere a la función pulmonar, los gases arteriales siguen siendo la medición más completa y fiable; sin embargo, la punción arterial puede ser imposible o peligrosa en algunos pacientes. Aunque ahora se han desarrollado máquinas para la determinación de gases sanguíneos, haciendo mucho más accesibles y rápidas estas mediciones, incluso la determinación más rápida tarda más que los pocos segundos requeridos para la obtención de una lectura de la pulsioximetría. También es importante, aunque los nuevos instrumentos pueden realizar la determinación con volúmenes de sangre muy pequeños, que las determinaciones frecuentes siguen siendo poco prácticas. Por ello, una monitorización constante de la oxigenación es un uso apropiado de la pulsioximetría, aunque se disponga de otras pruebas. Así, nosotros empleamos la pulsioximetría en pacientes anestesiados que tienen riesgo de hipoxia o en pacientes sometidos a ventilación, entre las determinaciones de gases sanguíneos, y para monitorizar

la respuesta de los pacientes a procedimientos que los pueden poner a riesgo de hipoxia. El instrumento se emplea comúnmente en pacientes en distrés respiratorio para determinar si la oxigenación mejora con administración de oxígeno, o contrariamente, si la saturación del paciente cae cuando se retira éste. De forma similar, la pulsioximetría puede permitir al paciente una medida para asegurarse que la oxigenación sigue siendo adecuada en pruebas diagnósticas necesarias como el examen físico, radiografía, toma de muestras arteriales o lavado transtraqueal. La pulsioximetría en la inducción anestésica y la recuperación facilita una información continuada y casi a tiempo real que no puede obtenerse de otro modo. (King, 2006)

2.1.1.25.3. Contraindicaciones y Limitaciones: La pulsioximetría en esencia no representa un riesgo directo para el paciente. El aparato es muy sencillo de utilizar pero puede facilitar una lectura que puede ser algo errónea o completamente errónea. El riesgo inherente a su uso es la posibilidad de confiarse en la SpO₂ sin ser consciente de los límites de la medición. Por varias razones, la pulsioximetría no puede reemplazar las mediciones clásicas de gases sanguíneos. Primero, por supuesto, no da información acerca del estado ácido-base o los valores de CO₂. Segundo, puede dar lugar a información poco fiable en animales en particular (ej.: los de pigmentación oscura). Además, existen límites tanto teóricos como prácticos en la capacidad del pulsioxímetro para reflejar de forma precisa la saturación de la oxihemoglobina. (King, 2006)

2.1.1.25.4. Límites Teóricos: El pulsioxímetro no puede valorar la saturación de la oxihemoglobina cuando el flujo sanguíneo pulsátil es ausente o inadecuado entre el transmisor y el sensor. Esto significa que los tejidos mal

profundidos pueden no dar lugar a lecturas o, lo que es peor, lecturas que pueden dar lugar a confusión. Todas las máquinas incluyen un indicador de mala calidad del pulso y facilitan una medición de la frecuencia de pulso detectada. Por ello, un valor obtenido cuando la calidad del pulso es mala, o cuando la frecuencia del pulso detectada no concuerda con la real, no debe aceptarse. Las mejores máquinas muestran una representación gráfica de la forma de la onda de pulso detectada y a veces también una medición cuantificada de la calidad del pulso. Estas informaciones adicionales pueden ayudar en la identificación de los valores de SpO_2 que es más probable que sean válidos. Un segundo límite importante es que las curvas de calibración que emplean varias máquinas distintas en animales sanos han demostrado que la SpO_2 es casi lineal por encima del 70%. El resultado de SpO_2 generalmente es inferior al de SpO_2 real medido en valores muy elevados (>96-97%), y la SpO_2 tiende a sobreestimar los valores reales de SpO_2 cuando es baja. La validación de un modelo en pacientes pequeños animales críticos dio lugar a un intervalo de confianza del 4,4%. La SpO_2 del paciente real puede ser inferior a 70 mm Hg o encontrarse en el rango normal de 80 a 100 mm Hg. En la práctica, en una localización dada de un animal bien profundido, las lecturas en general parecen reflejar las tendencias de forma precisa. Para determinar cómo las lecturas se relacionan con la SpO_2 real del animal, no existe ningún sustituto para comparar la SpO_2 con la SpO_{2r} medida directamente de la sangre arterial. Cuando el estado del paciente está cambiando, deben obtenerse mediciones intermitentes de los gases arteriales, empleando la pulsioximetría para monitorizar entre las muestras arteriales. (King, 2006)

2.1.1.25.5. Límites Prácticos: La forma y tamaño de los sensores disponibles no son apropiados para algunos pequeños animales, particularmente, los problemas pueden encontrarse al colocarlos en los gatos. Además, si el paciente es agresivo, la aplicación en los labios (que suele dar lugar a la mejor lectura en un paciente consciente) puede no conseguirse. Los sensores caros no pueden dejarse colocados sin observación en pacientes que es probable que los muerdan. El calor leve y la presión producidos por el sensor pueden dar lugar de forma ocasional a necrosis del tejido si se dejan colocados durante días (ej.: pacientes ventilados). Esta lesión se evita fácilmente si se mueve el sensor cada 2-4 horas como parte del manejo rutinario de los pacientes ventilados. (King, 2006)

2.1.1.25.6. Instrumental y Técnica: Los sensores consisten en clips y cilindros, diseñados para la transmisión de la friz a través de los tejidos blandos, y los aparatos planos están diseñados para detectar una señal atenuada por una superficie ósea. Estos fueron desarrollados para la oreja humana, dedo o parte anterior de la cabeza, respectivamente. Además, se dispone de sensores rectales para su uso en pacientes veterinarios. En la práctica, el autor ha encontrado que el clip es la más útil, aplicado en el labio, oreja, cola, mucosas, pliegues cutáneos y almohadillas no pigmentadas (esto último sólo en gatos). Para obtener una lectura fiable, la superficie transmisora y detectora deben estar bien apuestas en la piel o la mucosa. La piel debe rasurarse e, idealmente, lavarse y desengrasarse con alcohol. La temperatura del animal debe ser lo suficientemente alta como para que el tejido esté bien perfundido.

Por ello, las orejas, cola distal o patas de un animal hipotérmico o con vasoconstricción pueden no facilitar lecturas. Generalmente, las mejores lecturas se obtienen de superficies mucosas bien profundidas como el labio, pene o prepucio, pliegues vulvares o la lengua. Todas ellas son accesibles en un paciente anestesiado; pero en un paciente agresivo, dolorido o incluso sólo normalmente consciente, las opciones pueden estar limitadas al labio u otros pliegues cutáneos (ej.: la axila, región del tendón gastrocnemio o las almohadillas en el gato). Cuanto más distales sean los pliegues cutáneos, más subestimaciones se dan de la SpO₂ real, lo cual puede llevar a un diagnóstico erróneo de hipoxia y por ello la realización de pruebas diagnósticas innecesarias o la administración de oxígeno cuando en realidad no hace falta. Siempre que sea posible se recomienda la verificación de la hipoxia mediante el análisis de gases arteriales.

Aunque prácticamente todos los animales toleran la colocación de un sensor de oximetría, los animales muy agresivos o extremadamente disneicos no van a permitir que el sensor permanezca en su lugar suficiente tiempo como para obtener una lectura. Una proporción más alta de animales conscientes no van a permitir que el sensor permanezca de forma continuada durante más de unos minutos. Como los sensores son caros, su retirada entre lecturas en un paciente poco cooperativo o activo es rutinaria. Esto significa que cada lectura en estos pacientes se obtiene de una localización ligeramente diferente, en vez de una lectura perfectamente idéntica, y el gran valor de las tendencias de monitorización continuada puede perderse. Si el sensor se mueve a localizaciones distintas en un mismo individuo, las lecturas de SpO₂ pueden variar tanto como hasta el 12%. Finalmente, si se dispone de más de

un tiempo de oxímetro en un centro, la variabilidad entre instrumentos puede ser considerable.

Así, lecturas distintas de distintos aparatos pueden reflejar variabilidad entre instrumentos en vez de un cambio en el estado del paciente. Todas estas posibilidades deben tomarse en consideración, junto con una evaluación general de la condición del animal, al juzgar qué grado de credibilidad se ofrece a las lecturas de la oximetría en un paciente en particular. La situación ideal es un paciente bien profundido y tolerante (o inconsciente) en el que se puedan también obtener muestras de gases arteriales periódicamente. Aunque los estudios no se han centrado específicamente en pacientes felinos, dos series de casos que incluyeron gatos parecieron reflejar más dificultad en la obtención de medidas fiables en gatos que en perros. Sin embargo, como las muestras de sangre arterial son también mucho más difíciles de obtener en gatos, la lectura de pulsioximetría puede ser la única fuente posible de información objetiva acerca de la oxigenación en pacientes felinos.

No se dispone de ningún sensor comercializado que se pueda colocar en el labio felino, por ello las únicas opciones en gatos conscientes son localizaciones de menor precisión (ej.: cola, dedos, pliegues cutáneos). La lengua sólo está disponible en pacientes inconscientes, pero es la que facilita las lecturas más fiables. Limpiar la piel con alcohol puede mejorar las lecturas, probablemente porque también incrementa la circulación. Sin embargo, una vez obtenida una buena lectura, no suele ser necesario preparar repetidamente la superficie entre cada aplicación. Tras colocar el sensor, se deja en su lugar mientras el aparato hace su determinación de saturación y perfusión. Tras unos pocos segundos, deben aparecer en la pantalla la

frecuencia de pulso, saturación y nivel de perfusión. Si la lectura es inestable, la frecuencia de pulso es diferente de la frecuencia del pulso real, o si aparecen señales de error, desplazar el sensor a otra localización o incrementar la perfusión del tejido (ej.: frotándolo con alcohol) puede facilitar una mejor lectura. (King, 2006)

2.1.1.25.7. Interpretación de los Resultados: Las posibles fuentes de error son las fuentes de pulsaciones falsas (ej.: movimiento o artefactos por el movimiento respiratorio); alteraciones de la sangre en sí misma (ej.: anemia severa, ictericia, metahemoglobinemia); y la posibilidad de contaminación lumínica por parte de la luz ambiental (ej.: fuentes de luz fluorescente versus incandescente). De hecho, modelos diferentes parecen sufrir variabilidad de estas fuentes de error. Por lo menos en algunos estudios, el artefacto del movimiento raramente fue un problema y ni la ictericia ni la anemia produjeron resultados falsos. Las luces ambientales no han sido un problema en ninguno de los estudios. La piel muy gruesa o muy pigmentada puede ser un problema, de forma que, por ejemplo, las lecturas de las almohadillas de la mayoría de perros no es posible. Sin embargo, los estudios demuestran pocos problemas en el uso real.

Aunque las alteraciones de la perfusión como el tromboembolismo llevan a lecturas muy imprecisas, estas condiciones suelen ser raras o fáciles de detectar. En un estudio se obtuvo un valor muy poco preciso de un perro sometido a CPR por una parada cardíaca, tal como era de esperar. El rango de referencia para la SpO₂ es del 95 al 99% en animales que respiran aire ambiental. Un resultado de SpO₂ del 90-94% puede ser resultado de una hipoxia moderada, que a menudo se corresponde con valores de

SpO₂ de 60-80 mm Hg. Valores de SpO₂ inferiores al 90% obtenidos con una señal de pulso fuerte, son preocupantes; pueden representar una hipoxia severa y la necesidad de tomar medidas agresivas para diagnosticar y tratar el problema. Los resultados de la pulsioximetría deben también interpretarse en relación con la SpO₂; un valor de SpO₂L del 92%, aunque es adecuado para la vida, es preocupante si se obtiene con el animal anestesiado y respirando un 100% de oxígeno. Los animales con una función respiratoria normal que reciban 100% de oxígeno deben tener valores de SpO₂ de más de 500 mm Hg. Si se descartan errores por la presión del sensor o desecación, una reducción de la saturación al 92% potencialmente se corresponde con una SpO₂, SpO₂L mucho menor de 70 mm Hg, indicando una función respiratoria muy alterada si el animal está respirando un 100% de oxígeno. (King, 2006)

2.1.1.25.8. Usos: Ha habido muchos intentos de emplear la pulsioximetría para reflejar la perfusión tisular (ej.: de los intestinos durante la cirugía para determinar la viabilidad o de la perfusión tisular en la CPR); sin embargo, sólo revisamos las aplicaciones para la monitorización de la función pulmonar. (King, 2006)

2.1.1.25.9. Anestesia: La pulsioximetría se describió por primera vez en animales normales anestesiados. Las lecturas de la lengua en perros normales y luego de la cola o el pene, se describieron como fiables para la monitorización de las tendencias cuando se indujo la hipoxia de forma experimental.³ Las sondas linguales o rectales reflejaban una SpO₂ precisa con presiones sanguíneas medias de 40 a 100 mm Hg. Todas las colocaciones y estudios tienden a subestimar los valores de SpO₂ superiores al 95%. Una revisión de la literatura

reciente muestra numerosos estudios en especies adicionales, incluyendo hurones y especies de interés para la medicina de zoos y vida salvaje (ej.: un elefante asiático y gacelas). Estos estudios han concluido que la pulsioximetría es segura, eficaz y razonablemente precisa, y por ello mejora la seguridad de la anestesia en estas especies. Una evaluación de la utilidad de la pulsioximetría en especies aviares, sin embargo, concluyó que es muy imprecisa y no va a ser útil hasta que se genere una curva de calibrado específica aviar. (King, 2006)

2.1.1.25.10. Diagnóstico de la Hipoxia: Con todas las limitaciones y precauciones descritas anteriormente, la detección de la hipoxia intermitente en pacientes críticos ha sido una de las aplicaciones más comunes de la pulsioximetría. Por supuesto, los pacientes más enfermos frecuentemente son aquellos en los que la perfusión está comprometida, por lo que es particularmente importante cuestionar la precisión de las lecturas de SpO₂ en pacientes enfermos. (King, 2006)

2.1.1.25.11. Monitorización de la Función Respiratoria: La primera descripción de la pulsioximetría en animales no anestesiados fue su uso para monitorizar la desaturación asociada con Bulldogs ingleses con alteraciones de la respiración por el sueño. La pulsioximetría continuada para detectar la hipoxia intermitente en pacientes de UCI conscientes y en pacientes bajo ventilación también han sido descritas, y estos usos son rutinarios en la UCI del autor. (King, 2006)

2.1.1.25.12. Conclusión: No existe ninguna duda de que la pulsioximetría tiene un lugar importante en la monitorización de pacientes con riesgo de reducciones de la oxigenación. Pueden también descubrirse aplicaciones adicionales. Por

ejemplo, la monitorización de gatos y perros neonatales no se ha descrito, pero la SpO₂ en corderos recién nacidos se correlacionaba con las tasas de viabilidad. Se sometieron a prueba cuarenta y dos corderos tras partos normales y tras una distocia. A pesar de la clara utilidad de la pulsioximetría, cerraremos con una nota de precaución. Aunque la medicina veterinaria fue relativamente lenta en el desarrollo de la pulsioximetría, especialmente en pacientes no anestesiados, parece ahora que tiene un papel bien establecido para la monitorización de la anestesia, ventilación y oxigenación de pacientes veterinarios. El flujo de estudios en especies no tradicionalmente domésticas (ej.: hurones y aves) atiende al reconocimiento de un método potencial rápido y no invasivo para valorar la función respiratoria. Sin embargo, la pulsioximetría tiene claros límites inherentes. Estudios recientes de pulsioximetría en humanos concluyen que los clínicos deben tener presentes las limitaciones y no basarse por completo en la pulsioximetría y deben emplear métodos complementarios para valorar el oxígeno y la función pulmonar y no extender su uso de forma no crítica en nuevas aplicaciones. Los veterinarios deben mantener su abordaje crítico tradicional a esta nueva tecnología útil, pero relativamente limitada. (King, 2006)

2.1.1.26. Co-oximetría:

La oximetría in vitro se realiza usando un aparato llamado co-oxímetro. El principio del co-oxímetro es similar al pulsioxímetro. La diferencia de metodología es que el co-oxímetro es un instrumento basado en el laboratorio que requiere una toma de sangre de forma anaeróbica. Además otra diferencia es que la co-oximetría no evalúa un flujo pulsátil debido a la metodología analítica in vitro. Se emiten

simultáneamente cuatro espectros rojos de longitudes de onda separados y pasan a través de la cámara que contiene la muestra anaerobia de sangre. Un fotodetector en la zona opuesta de la cámara de medición cuantifica la transmisión de luz. Esta medición está descrita para cuatro tipos de Hgb: HgbO₂, Hgb reducida, carboxihemoglobina, y metahemoglobina. Se obtiene también un valor total de Hgb. Cada tipo de Hgb se describe como un porcentaje de Hgb total. La suma de todos los tipos de Hgb es aproximadamente 100%, las leves diferencias individuales en la medición, pueden dar una suma de todos los tipos de Hgb ligeramente inferior (por ejemplo 99,7%). La coximetría se realiza normalmente junto con el análisis de gases sanguíneos para determinar la saturación de Hgb. Los nuevos avances técnicos han simplificado la metodología y tienen una precisión excelente en pequeñas cantidades de sangre (50µl). (Wingfield & Raffe, 2005)

2.1.2. Antecedentes de investigación

2.1.2.1. Samsung actualiza S Health para medir tus niveles de oxígeno en sangre:

Samsung se ha decidido a hacer un repaso al estado de su famosa aplicación de salud y, por eso, ha hecho algunos cambios en la 'suite' S Health que ha venido incorporando a muchos de sus buques insignia de los dos últimos años (casi tres), poniendo nuevas funcionalidades y quitando otras de algunos territorios concretos. Exactamente, S Health ahora permite medir el nivel de oxígeno en sangre pero también es capaz de recomendarnos cuándo es el mejor momento para irnos a dormir, si estamos muy expuestos a los rayos ultravioleta y, por último, también será capaz de controlar nuestro peso. Para la medición de la saturación de la sangre no harán falta sensores especiales ni nada parecido ya que

con los propios que Samsung ha venido instalando en modelos como el Galaxy S5 podremos, con poner el dedo, obtener una lectura precisa. Eso sí, para otras tareas como el peso o el sueño sí haran falta accesorios de terceros y que sean compatibles con este S Health. Para las mediciones de la exposición que tenemos a los rayos ultravioleta, como en el caso del control del peso y el sueño será necesario adquirir aparatos al margen del propio Teléfono inteligente. Por último S Health ha visto cómo en algunas versiones concretas como la de Austria, Reino Unido y Francia desaparecían funcionalidades como la presión arterial, los niveles de estrés y la glucosa en sangre, mientras que la medición del ritmo cardíaco (una de las cualidades que estrenó el S5 con su sensor de salud) ha sido quitada de la versión en Angola. Como siempre, la forma de actualizar este S Health es a través de la Samsung Apps: entráis y en la lista de aplicaciones instaladas tenéis que mirar las actualizaciones disponibles. Una vez realizado, podréis ya tener a mano estas nuevas herramientas que, como la de los niveles de oxígeno en sangre, son realmente interesantes. (Movilzona, 2014)

2.1.2.2. Oxímetro de Pulso para iPhone:

Los oxímetros de pulso, que miden la saturación periférica de oxígeno, mediante el análisis de la absorción de luz de dos longitudes de onda de luz a través de la punta del dedo o una oreja, se han convertido en un estándar en los entornos clínicos. Muchas veces también cuentan con conectividad inalámbrica Bluetooth, pero hay que tener en cuenta, que esa tecnología que hay dentro de los oxímetros de pulso, en su forma esencial, existe en la mayoría de los teléfonos inteligentes de hoy en día. Para muestra un botón, a continuación os dejamos un nuevo vídeo, que simplemente surgió, de lo que parece ser, el primer uso a nivel mundial de un teléfono inteligente, como oxímetro, de una compañía

noruega llamada digiDoc Technologies. Esta aplicación (Pulse Oxímetro) tiene innumerables utilidades, tanto dentro de los entornos clínicos, así como fuera de los hospitales. La app permitirá a los médicos medir, con precisión, el oxígeno de la sangre, cuando no haya otro tipo de maquinaria, a mano, para poder utilizar, en dicho menester. Además, será posible medir el nivel de oxígeno en cualquier lugar fuera del entorno clínico, en el gimnasio, en los aviones, en los patios, etc. Comentar que esa aplicación todavía no está aprobada por la FDA, pero que su aprobación se espera dentro de los próximos 6 a 12 meses. También parece ser, que esta aplicación puede formar parte, en un futuro cercano de la Shiv Gaglani's Smartphone Physica. (Diagnostrum Simple Mobile Health, 2013)

2.1.2.3. Espectrofotometría. Espectros de absorción y cuantificación colorimétrica de biomoléculas:

El estudio a nivel bioquímico de cualquier biomolécula requiere la utilización de técnicas analíticas que permitan su determinación cualitativa y cuantitativa, así como su caracterización físico-química y biológica. Uno de los métodos más sencillos, accesibles, útiles y utilizados es la espectroscopía, en general, y la espectroscopía ultravioleta-visible, en particular. Se pueden identificar y cuantificar biomoléculas en solución y en muestras biológicas, con el empleo de reactivos específicos que reaccionan con el compuesto a analizar y forman un producto coloreado que permite detectarlo en muestras complejas. El fundamento de la espectroscopía se debe a la capacidad de las moléculas para absorber radiaciones, entre ellas las radiaciones dentro del espectro UV-visible. Las longitudes de onda de las radiaciones que una molécula puede absorber y la eficiencia con la que se absorben dependen de la estructura atómica y de las condiciones del medio (pH, temperatura, fuerza iónica,

constante dieléctrica), por lo que dicha técnica constituye un valioso instrumento para la determinación y caracterización de biomoléculas. Las moléculas pueden absorber energía luminosa y almacenarla en forma de energía interna. Esto permite poner en funcionamiento ciclos vitales como la fotosíntesis en plantas y bacterias. Cuando la luz (considerada como energía) es absorbida por una molécula se origina un salto desde un estado energético basal o fundamental, E_1 , a un estado de mayor energía (estado excitado), E_2 . Y sólo se absorberá la energía que permita el salto al estado excitado. Cada molécula tiene una serie de estados excitados (o bandas) que la distingue del resto de moléculas. Como consecuencia, la absorción que a distintas longitudes de onda presenta una molécula -esto es, su espectro de absorción- constituye una señal de identidad de la misma. Por último, la molécula en forma excitada libera la energía absorbida hasta el estado energético fundamental. En espectroscopía el término luz no sólo se aplica a la forma visible de radiación electromagnética, sino también a las formas UV e IR, que son invisibles. En espectrofotometría de absorbancia se utilizan las regiones del ultravioleta (UV cercano, de 195-400 nm) y el visible (400-780 nm). La región UV se define como el rango de longitudes de onda de 195 a 400 nm. Es una región de energía muy alta. Provoca daño al ojo humano así como quemadura común. Los compuestos con dobles enlaces aislados, triples enlaces, enlaces peptídicos, sistemas aromáticos, grupos carbonilos y otros heteroátomos tienen su máxima absorbancia en la región UV, por lo que ésta es muy importante para la determinación cualitativa y cuantitativa de compuestos orgánicos. Diversos factores -como pH, concentración de sal y el disolvente- que alteran la carga de las moléculas, provocan desplazamientos de los espectros UV. La fuente de radiación ultravioleta es una lámpara de deuterio. En la región visible apreciamos el

color visible de una solución y que corresponde a las longitudes de onda de luz que transmite, no que absorbe. El color que absorbe es el complementario del color que transmite. Por tanto, para realizar mediciones de absorción es necesario utilizar la longitud de onda en la que absorbe luz la solución coloreada. La fuente de radiación visible suele ser una lámpara de tungsteno y no proporciona suficiente energía por debajo de 320 nm. (Nieves, Bárcena, Fernández, Galván, Jorrín, Peinado, Meléndez-Valdés, Túnez; 2016)

2.1.2.3.1 Transmitancia y Absorbancia:

Cuando un rayo de luz de una determinada longitud de onda de intensidad I_0 incide perpendicularmente sobre una disolución de un compuesto químico que absorbe luz o cromóforo, el compuesto absorberá una parte de la radiación incidente (I_a) y dejará pasar el resto (I_t), de forma que se cumple: $I_0 = I_a + I_t$. La transmitancia (T) de una sustancia en solución es la relación entre la cantidad de luz transmitida que llega al detector una vez que ha atravesado la muestra, I_t , y la cantidad de luz que incidió sobre ella, I_0 , y se representa normalmente en tanto por ciento: $\% T = I_t/I_0 \times 100$. La transmitancia nos da una medida física de la relación de intensidad incidente y transmitida al pasar por la muestra. La relación entre $\%T$ y la concentración no es lineal, pero asume una relación logarítmica inversa. La absorbancia (A) es un concepto más relacionado con la muestra puesto que nos indica la cantidad de luz absorbida por la misma, y se define como el logaritmo de $1/T$, en consecuencia: $A = \log 1/T = -\log T = -\log I_t/I_0$. Cuando la intensidad incidente y transmitida son iguales ($I_0 = I_t$), la transmitancia es del 100% e indica que la muestra no absorbe a una determinada longitud de onda, y entonces A vale $\log 1 = 0$. La cantidad de luz absorbida

dependerá de la distancia que atraviesa la luz a través de la solución del cromóforo y de la concentración de éste. (Nieves, Bárcena, Fernández, Galván, Jorrín, Peinado, Meléndez-Valdés, Túnez; 2016)

2.1.2.3.2 Ley de Lambert-Beer:

Esta ley expresa la relación entre absorbancia de luz monocromática (de longitud de onda fija) y concentración de un cromóforo en solución: $A = \log I/I_0 = \epsilon \cdot c \cdot l$ La absorbancia de una solución es directamente proporcional a su concentración –a mayor número de moléculas mayor interacción de la luz con ellas-; también depende de la distancia que recorre la luz por la solución –a igual concentración, cuanto mayor distancia recorre la luz por la muestra más moléculas se encontrará-; y por último, depende de ϵ , una constante de proporcionalidad -denominada coeficiente de extinción- que es específica de cada cromóforo. Como A es adimensional, las dimensiones de ϵ dependen de las de c y l. La segunda magnitud (l) se expresa siempre en cm mientras que la primera (c) se hace, siempre que sea posible, en M, con lo que las dimensiones de ϵ resultan ser $M^{-1} \cdot cm^{-1}$. Este coeficiente así expresado, en términos de unidades de concentración molar (o un submúltiplo apropiado), se denomina coeficiente de extinción molar (ϵ_M). Cuando, por desconocerse el peso molecular del soluto, la concentración de la disolución se expresa en otras unidades distintas de M, por ejemplo $g \cdot L^{-1}$, las dimensiones de ϵ resultan ser distintas, por ejemplo $g^{-1} \cdot L \cdot cm^{-1}$, y al coeficiente así expresado se denomina coeficiente de extinción específico (ϵ_s). La ley de Lambert-Beer se cumple para soluciones diluidas; para valores de c altos, ϵ varía con la concentración, debido a fenómenos de dispersión de la luz, agregación de moléculas, cambios del medio, etc. (Nieves, Bárcena,

Fernández, Galván, Jorrín, Peinado, Meléndez-Valdés, Túnez; 2016)

2.1.2.3.3 Instrumentación para la medición de absorbancias de la luz visible y ultravioleta: espectrofotómetro UV-visible:

La medición de absorbancia de la luz por las moléculas se realiza en unos aparatos llamados espectrofotómetros. Aunque pueden variar en diseño, en especial con la incorporación de ordenadores para el análisis de datos, todos los espectrofotómetros constan, según se indica en la figura, de:

- Una fuente de energía radiante: lámpara de deuterio y tungsteno.
- Un monocromador para la selección de radiaciones de una determinada longitud de onda: filtros, prismas, redes de difracción.
- Un compartimento donde se aloja un recipiente transparente (cubetas o tubos) que contenga la muestra. Pueden ser de vidrio, cuarzo o plástico transparente. Para medir en UV se deben usar las de cuarzo o sílice fundido, porque el vidrio no transmite la radiación UV.
- Un detector de luz y un amplificador convertidor de las señales luminosas en señales eléctricas.
- Un registrador o sistema de lectura de datos. Desde el punto de vista operativo, el primer paso es seleccionar la fuente de luz y longitud de onda a la que se va a realizar la medida. Hay espectrofotómetros de un solo haz (con una sola celdilla para alojar la cubeta con la muestra) y de doble haz (con dos celdillas para dos cubetas); en nuestro caso se trabajará con los de un solo haz. Se mide primero la absorbancia del disolvente (conocido como blanco) y al que se le asigna el valor de cero mediante el ajuste del mando, de forma que la intensidad incidente y transmitida

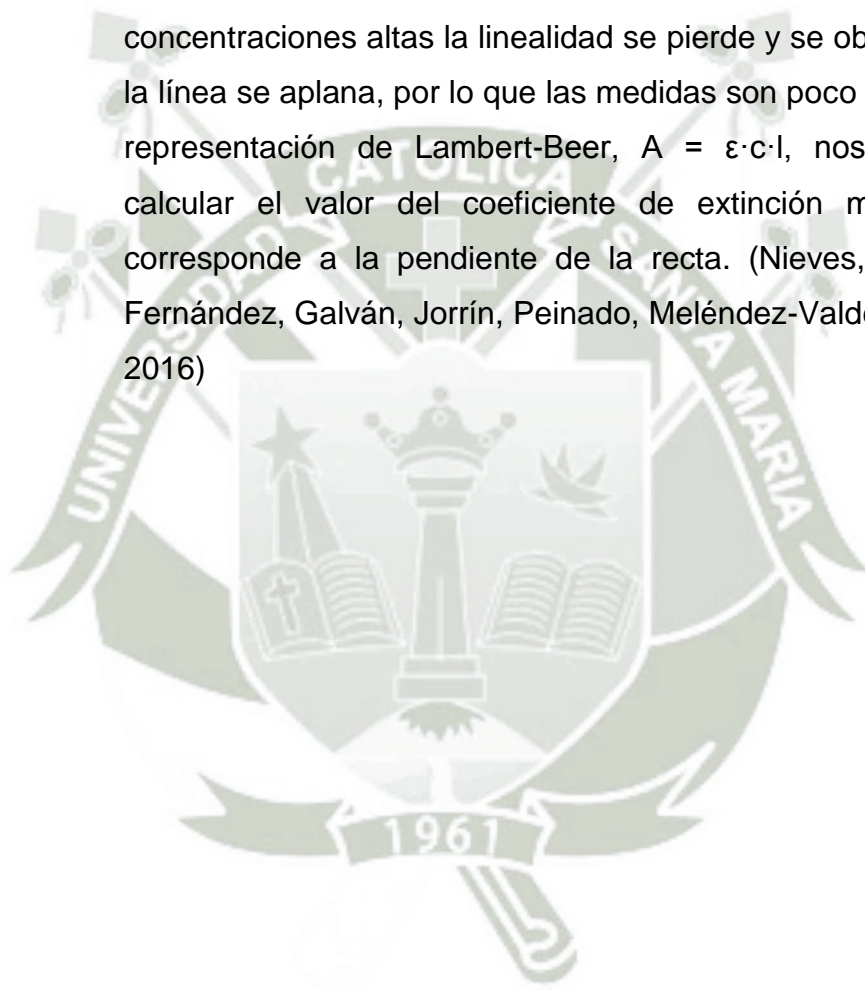
sean iguales ($I_0 = I_t$), y por tanto la absorbancia es cero. A continuación se pone en la celdilla la cubeta con la muestra y se lee la absorbancia de ésta. (Nieves, Bárcena, Fernández, Galván, Jorrín, Peinado, Meléndez-Valdés, Túnez; 2016)

2.1.2.3.4 Obtención de un espectro de absorción:

El espectro de absorción es una representación gráfica que indica cantidad de luz absorbida (ϵ) a diferentes valores de λ . A partir de una solución diluida de un compuesto, cuya absorbancia máxima entra dentro del rango de medida del espectrofotómetro, se verá el valor de absorbancia a diferentes longitudes de onda frente a un blanco que contenga el disolvente de la solución de la muestra a caracterizar. A partir del espectro de absorción se obtendrá el valor de λ al que el compuesto presenta la mayor absorbancia (λ_{\max}). Dicho λ se utilizará a la hora de hacer determinaciones cualitativas y cuantitativas del compuesto. El espectro de absorción de un cromóforo depende, fundamentalmente, de la estructura química de la molécula. No obstante, hay una gran cantidad de factores que originan variaciones en los valores de λ_{\max} y ϵ_M , entre los que se incluye el pH, la polaridad del solvente o moléculas vecinas y la orientación de los cromóforos vecinos; y cada uno afecta de forma particular. Por ejemplo, variaciones originadas por cambios de pH son debidas al efecto de éste sobre la ionización del compuesto. A continuación se muestran como ejemplo los espectros de absorción de HNTS (un reactivo empleado para la determinación de especies oxidantes) y comprobándose que por espectrotimetría se puede seguir el efecto que ejercen el pH y los oxidantes. (Nieves, Bárcena, Fernández, Galván, Jorrín, Peinado, Meléndez-Valdés, Túnez; 2016)

2.1.2.3.5 Curvas de calibrado:

Para obtener una curva de calibrado de un compuesto se preparan soluciones de diferentes concentraciones del mismo, determinándose para cada una de ellas el valor de absorbancia a λ_{\max} . Estos valores de absorbancia se representan en el eje de abscisas (eje de x) y los de concentración en el eje de ordenadas (eje de y). Se observará que, a bajas concentraciones, el aumento de concentración se corresponde con un incremento lineal en la absorbancia (zona de cumplimiento de la ley de Lambert-Beer). A concentraciones altas la linealidad se pierde y se observa que la línea se aplana, por lo que las medidas son poco fiables. La representación de Lambert-Beer, $A = \varepsilon \cdot c \cdot l$, nos permitirá calcular el valor del coeficiente de extinción molar, que corresponde a la pendiente de la recta. (Nieves, Bárcena, Fernández, Galván, Jorrín, Peinado, Meléndez-Valdés, Túnez; 2016)



III. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1. Materiales

3.1.1. Localización del trabajo

a. Espacial

El presente trabajo de investigación se llevará a cabo en la ciudad de Arequipa.

b. Temporal

El presente trabajo de investigación se llevará a cabo durante los meses de Enero, Febrero, Marzo y Abril del 2017.

3.1.2. Materiales biológicos

Para la realización del presente trabajo de investigación se trabajará con pacientes quirúrgicos de la Unidad de Cirugía del Hospital de Mascotas Terán, centro de referencia de cirugía veterinaria para pequeños animales de la ciudad.

3.1.3. Materiales de campo

- Máquina depiladora con cuchilla N° 40
- Algodón
- Alcohol

3.1.4. Equipo y maquinaria

- Monitor Multiparámetros Edan
- Oxímetro de pulso marca Edan
- Teléfono celular Samsung S6

3.1.5. Otros materiales

- Material de escritorio
- Cámara fotográfica
- Cámara filmadora

3.2. Métodos

3.2.1. Muestreo

- **Universo:**

El tamaño del Universo está comprendido por el número de caninos intervenidos quirúrgicamente en el Hospital de Mascotas Terán durante el año 2015, la cual es de 516 intervenciones quirúrgicas (Casuística Quirúrgica Hospital de Mascotas Terán año 2015).

- **Tamaño de muestra:**

Considerando un total de 6,886 canes para el distrito de Yanahuara, se considerará:

$$U = 516 \text{ canes}$$

Por motivos de estudio para calcular el tamaño de la muestra utilizaremos el 22% del total de canes intervenidos quirúrgicamente.

TM:

$$516 \text{ ----- } 100\%$$

$$X \text{ ----- } 22\%$$

$$TM = 113 \text{ intervenciones quirúrgicas.}$$

- **Procedimiento de muestreo:**

- Todos los perros sometidos a intervenciones quirúrgicas en el quirófano de la clínica Terán en los meses Enero, Febrero y Marzo del año 2017 hasta completar la cantidad de muestreo requerido.

3.2.2. Métodos de evaluación

a. Metodología de la experimentación

Una vez seleccionados los pacientes quirúrgicos, los mismos que serán en número de 226 intervenciones quirúrgicas, se registrarán en una hoja toda la información relacionada con el estudio de investigación. Después del registro de la información inicial se procederá a realizar la medición de la

saturación de oxígeno mediante el uso del clip del monitor multiparámetros y del pulsioxímetro, colocándolos en la lengua, esto permitirá validar la información obtenida mediante el uso del Teléfono inteligente.

Paralelamente se realizará una depilación de la cara interna y extraña del pabellón auricular tratando de que ambas depilaciones coincidan, se realizará la limpieza de la zona depilada utilizando algodón humedecido con alcohol medicinal, y se procederá a tomar la saturación de oxígeno mediante el Teléfono inteligente utilizando la aplicación de medición de saturación de oxígeno. Estas mediciones realizadas utilizando los tres equipos se realizarán después de haber realizado la inducción estadística del paciente

b. Recopilación de la información

▪ En el quirófano

Mediante la evaluación de la saturación de oxígeno en los tres momentos determinados.

▪ En la biblioteca

Mediante la consulta de material bibliográfico relacionado con saturación de oxígeno.

▪ En otros ambientes generadores de la información científica

En páginas web relacionadas con evaluación de la saturación de oxígeno.

3.2.3. Variables de respuesta

a. Variables independientes

- Valores de SpO₂ del Monitor multiparámetro
- Valores de SpO₂ del Oxímetro de pulso
- Valores de SpO₂ del Teléfono inteligente Samsung S6

IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN:

4.1. Cuadros de resultados

4.1.1. Unidades experimentales

Se considera cada canino como una unidad experimental.

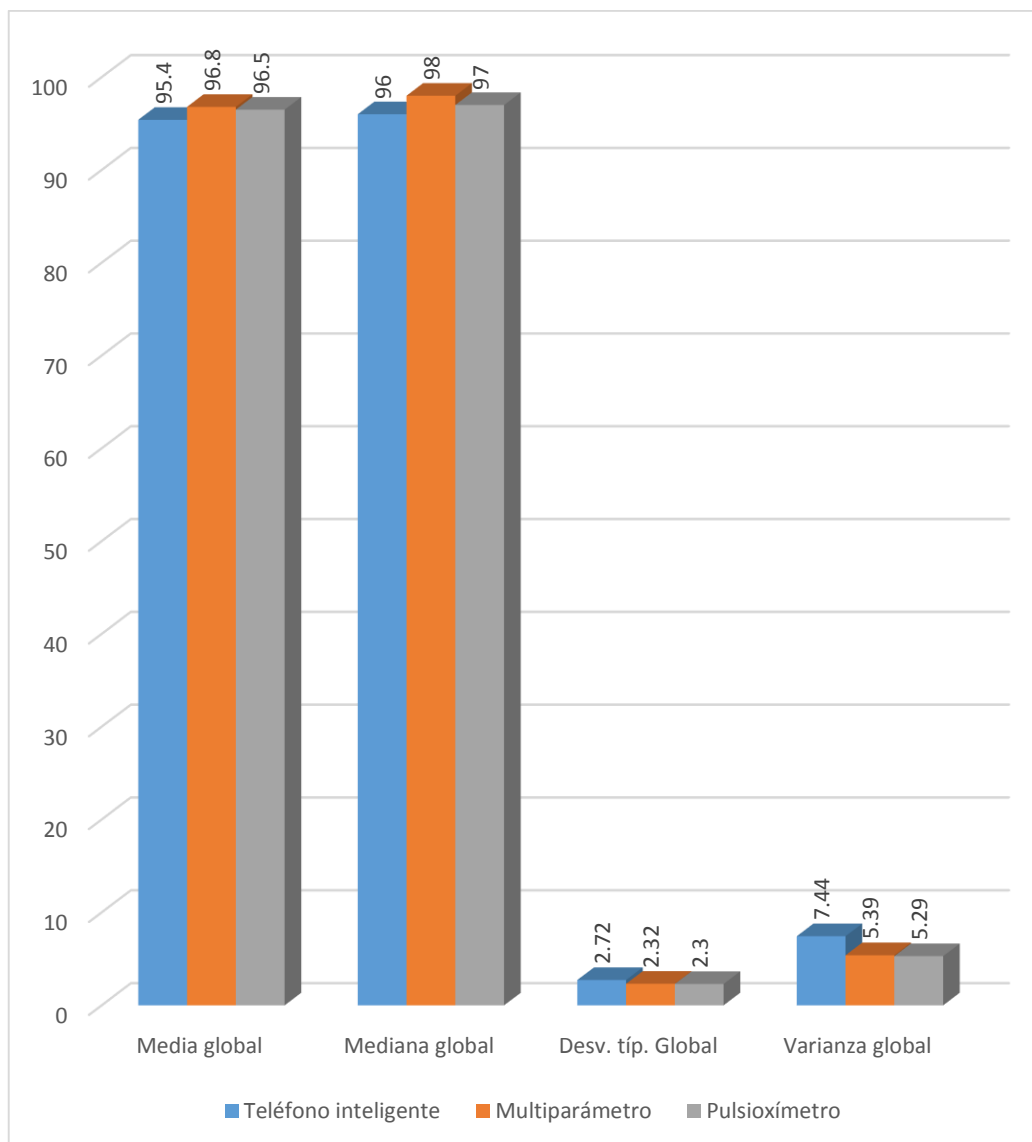


Cuadro N° 1: Evaluación de la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de monitor multiparámetros, pulsioxímetro y aplicaciones de oximetría para teléfono inteligente

	Valor SpO2	Media	Mediana	Desv. típ.	Varianza	Media global	Mediana global	Desv. típ. Global	Varianza global					
Teléfono inteligente	81	92.5	94	2.93	8.58	95,4	96	2,72	7,44					
	86													
	87													
	90													
	92													
	94													
Teléfono inteligente	95	96,68	96	0.99	0,98	95,4	96	2,72	7,44					
	96													
	97													
	98													
	98													
Multiparámetro	86	90.6	90	3,43	11.8	96,8	98	2,32	5,39					
	87													
	90													
	94													
	Multiparámetro	95	97,3	98	1,17					1.37	96,8	98	2,32	5,39
		96												
97														
98														
99														
100														
Pulsioxímetro	86	90.4	90	3,57	12,8	96,5	97	2,30	5,29					
	87													
	90													
	94													
	Pulsioxímetro	95	97,1	97	1,18					1.40	96,5	97	2,30	5,29
		96												
97														
98														
99														
100														
	Hipoxia (leve, moderada, severa)													
	SpO2 normal													

En este análisis comparativo podemos apreciar que los resultados no mantienen mucha diferencia, ya que en el teléfono inteligente, la media final es de 95.4, el multiparámetro presenta 96.8 y el pulsioxímetro de 96.5 siendo los resultados más óptimos los del Monitor Multiparámetro y el Pulsioxímetro, ya que ambos muestran casi los mismos resultados, mientras que en el teléfono inteligente fue un poco más bajo, sin embargo no existe diferencia significativa ($p=0.023$) entre los resultados obtenidos.

Gráfico N° 1: Evaluación de la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de monitor multiparámetros, pulsioxímetro y aplicaciones de oximetría para teléfono inteligente



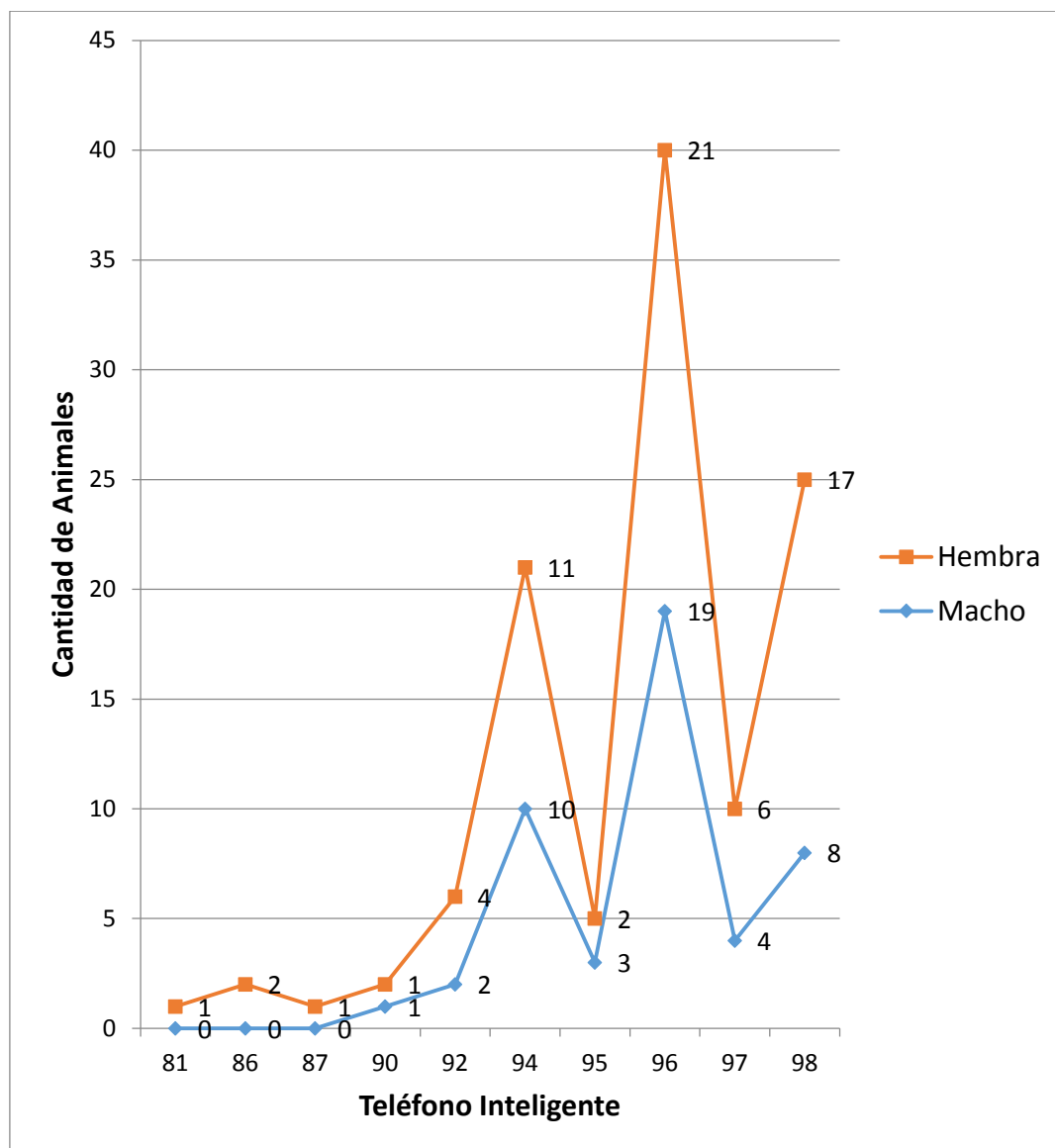
Cuadro N° 2: Evaluación la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de la aplicación del teléfono inteligente.

	Valores de SpO2	Sexo			
		Macho		Hembra	
		Número de animales	Porcentaje (%)	Número de animales	Porcentaje (%)
Teléfono inteligente	81	0	0,0	1	0,9
	86	0	0,0	2	1,8
	87	0	0,0	1	0,9
	90	1	0,9	1	0,9
	92	2	1,8	4	3,5
	94	10	8,8	11	9,7
	95	3	2,7	2	1,8
	96	19	16,8	21	18,6
	97	4	3,5	6	5,3
	98	8	7,1	17	15,0
Total		47	41.6	66	56.8
Hipoxia (leve, moderada, severa)					
SpO2 normal					

En el cuadro y gráfico N°2, muestran que la mayoría de animales machos analizados sin signos de hipoxia obtuvieron valores de 96 y 98 de SpO2 que representan el 16.8% y 7.1% respectivamente, y en el caso de las hembras fueron 96 y 98 de SpO2 siendo el 18.6% y 15% del total de animales sometidos a cirugía, animales con casos de hipoxia leve obtuvieron valores de 92 y 94 de SpO2 tanto en machos como hembras representando el 1.8% y 8.8% en machos; 3.5% y 9.7% en hembras respectivamente.

La SpO2 tomada con el teléfono inteligente fue de 96, en la mayoría de animales, tanto en machos como hembras, que representa el 35.4% del total de animales sometidos a distintas cirugías con anestesia general.

Gráfico N° 2: Evaluación la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de aplicaciones para teléfonos inteligentes



Cuadro N° 3: Evaluación de la saturación de oxígeno en caninos mediante el empleo del monitor multiparámetro.

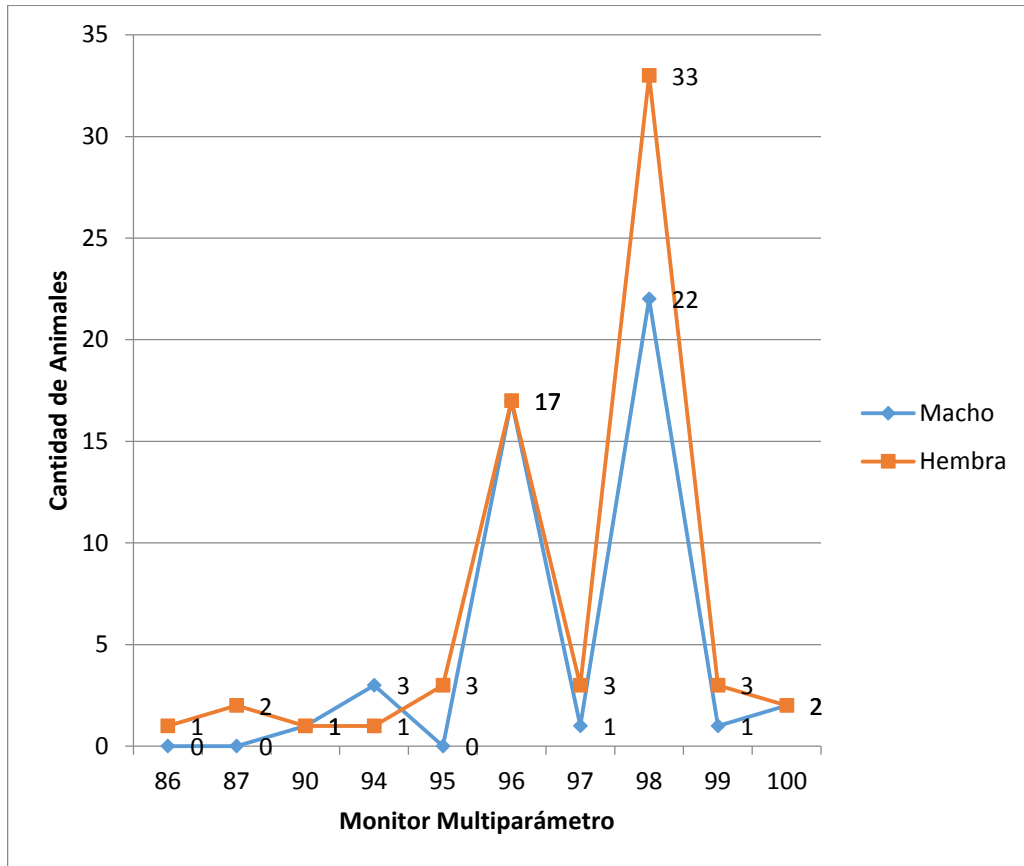
	Sexo				
	Valores de SpO2	Macho		Hembra	
		Número de animales	Porcentaje (%)	Número de animales	Porcentaje (%)
Monitor Multiparámetro	86	0	0,0	1	0,9
	87	0	0,0	2	1,8
	90	1	0,9	1	0,9
	94	3	2,7	1	0,9
	95	0	0,0	3	2,7
	96	17	15,0	17	15,0
	97	1	0,9	3	2,7
	98	22	19,5	33	29,2
	99	1	0,9	3	2,7
	100	2	1,8	2	1,8
Total		47	41.7	66	58.6

	Hipoxia (leve, moderada, severa)
	SpO2 normal

En el cuadro y gráfico N°3, muestra que la mayoría de animales machos analizados obtuvieron valores de 96 y 98 de SpO2 en machos que representan el 15% y 19.5% respectivamente, y en el caso de las hembras fueron de 96 y 98 de SpO2 siendo el 15% y 29.2% y en menor porcentaje fueron los casos con hipoxia animal de 94 de SpO2 fue solo el 2.7% del total en machos, y 87 de SpO2 que fue el 1.8% hembras del total de animales sometidos a cirugía.

La SpO2 tomada con el monitor multiparámetro fue de 98 en la mayoría de animales, tanto en machos como hembras, que representa el 48.7%% del total de animales sometidos a distintas cirugías con anestesia general.

Gráfico N° 3: Determinación de la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de monitor multiparámetro



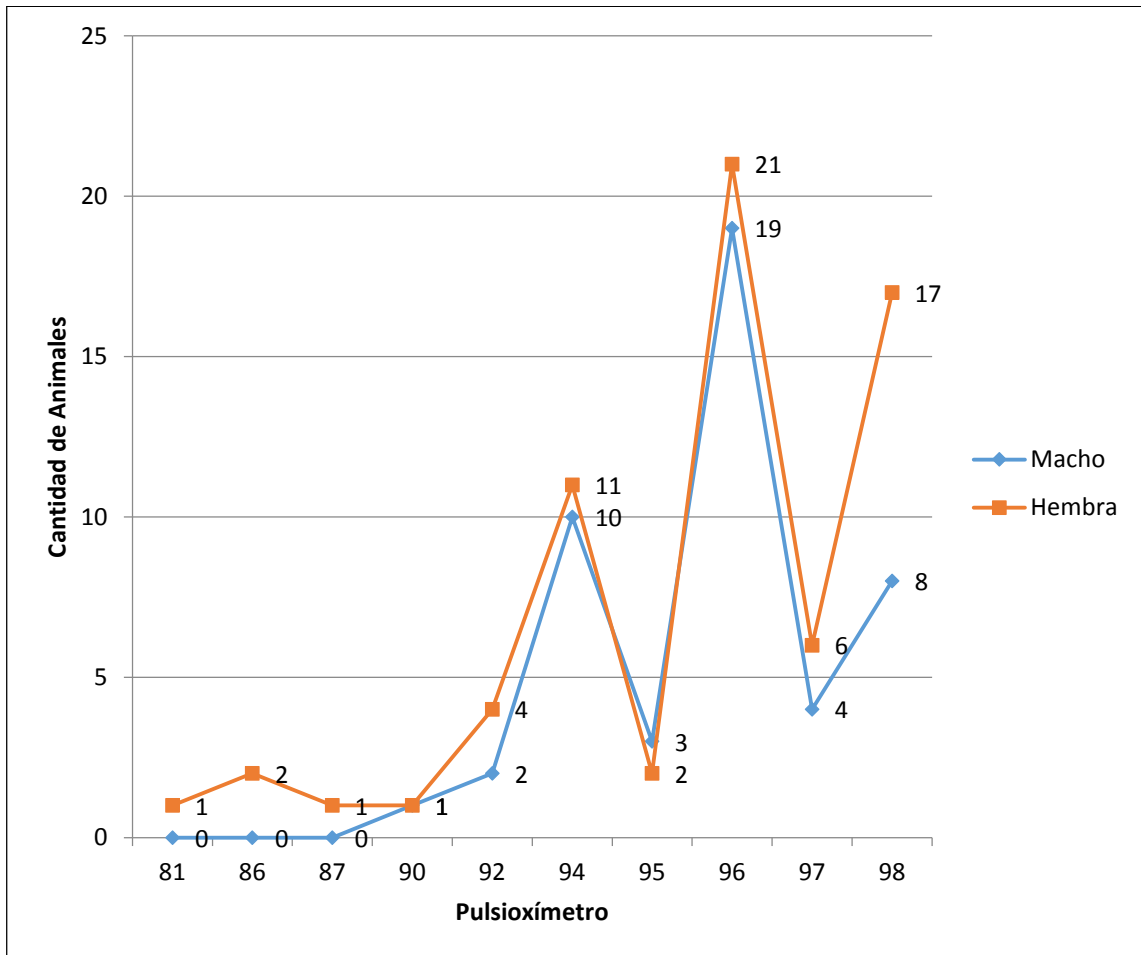
Cuadro N° 4: Medición de la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de pulsioxímetro

	Valores de SpO2	Sexo			
		Macho		Hembra	
		Número de animales	Porcentaje (%)	Número de animales	Porcentaje (%)
Pulsioxímetro	86	0	0,0	2	1,8
	87	0	0,0	1	0,9
	90	1	0,9	1	0,9
	94	3	2,7	1	0,9
	95	3	2,7	2	1,8
	96	18	15,9	20	17,7
	97	1	0,9	9	8,0
	98	19	16,8	26	23,0
	99	0	0,0	4	3,5
	100	2	1,8	0	0,0
Total		47	41.7	66	58.5
Hipoxia (leve, moderada, severa)					
SpO2 normal					

En el cuadro y gráfico N°4, vemos que la mayoría de animales machos analizados obtuvieron valores de 96 y 98 de SpO2 en machos que representan el 15.9% y 16.8% respectivamente, y en el caso de las hembras fueron de 96 y 98 de SpO2 siendo el 17.7% y 23% y en menor caso fueron los casos con hipoxia animal de 94 de SpO2 fue solo el 2.7% del total en machos, y 86 de SpO2 que fue el 1.8% en hembras del total de animales sometidos a cirugía.

La SpO2 tomada con el pulsioxímetro fue de 98 en la mayoría de animales, tanto en machos como hembras, que representa el 39.8% del total de animales sometidos a distintas cirugías con anestesia general.

Gráfico N° 4: Medición de la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso de pulsioxímetro



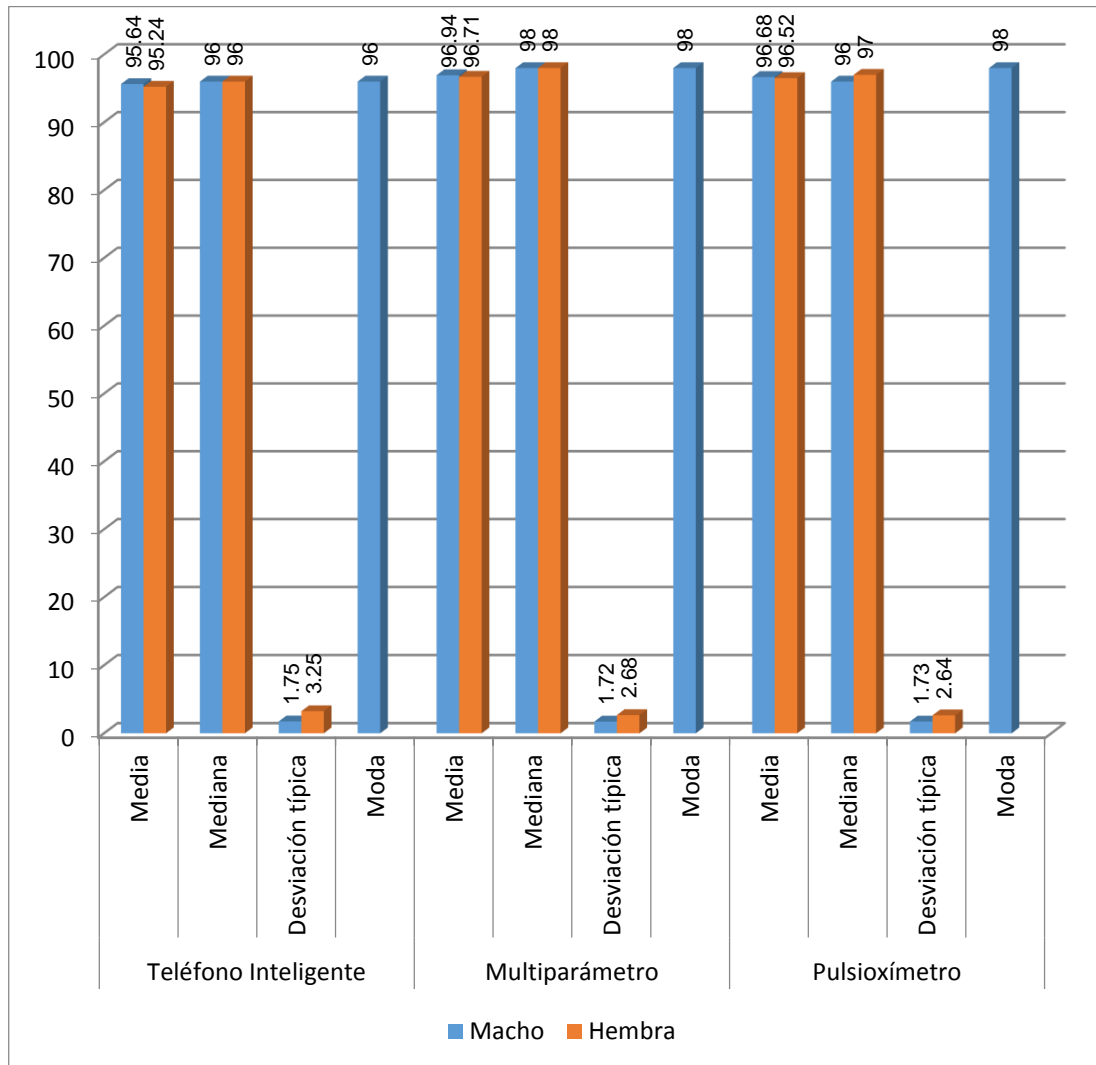
Cuadro N° 5: Comparación de la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso del teléfono inteligente, monitor multiparámetro y pulsioxímetro, estableciendo las principales análisis estadísticos, por sexo.

		Teléfono Inteligente				Multiparámetro				Pulsioxímetro			
		Media	Mediana	Desviación típica	Moda	Media	Mediana	Desviación típica	Moda	Media	Mediana	Desviación típica	Moda
Sexo	Macho	95,64	96,00	1,75	96	96,94	98,00	1,72	98	96,68	96,00	1,73	98
	Hembra	95,24	96,00	3,25		96,71	98,00	2,68		96,52	97,00	2,64	

En el cuadro y gráfico número 5 los resultados muestran que la diferencia de la SpO2 del teléfono inteligente, multiparámetro y pulsioxímetro son estrechas, es decir de que no existe mucha diferencia entre ellos, al comparar y analizar las medias vemos que el menor de los valores tanto en machos como hembras lo presenta el teléfono inteligente presentando 95.64 de SpO2 en machos, el pulsioxímetro manifiesta 96.68 de SpO2 y el multiparámetro presenta el índice más elevado resultando 96.94 de SpO2; al analizar las medianas, igualmente vemos que en el teléfono inteligente es menor teniendo 96.00 de SpO2 en hembras, el pusioxímetro presenta 97.00 de SpO2, el monitor multiparámetro manifiesta una incidencia de 98.00 de SpO2 siendo el más elevado, con la desviación estándar, los mayores índices, se presentan más en hembras que en machos y encontramos mayor desviación en el teléfono inteligente un valor de 3.25, seguido por el monitor multiparámetro con un valor de 2.68 y finalmente la menor desviación la presenta el pulsioxímetro con un valor de 2.64 y finalmente la moda muestra que tanto el Monitor multiparámetro con el pulsioxímetro coinciden en 98 y el teléfono inteligente indico ser 96.

Al comparar la moda en los 3 equipos, podemos deducir que tanto en el monitor multiparámetro y pulsioxímetro son iguales (98), es decir que la mayoría de animales obtuvieron esa saturación de oxígeno; mientras que con el teléfono inteligente obtuvo 96 de SpO2 en la moda, muestra que la misma mayoría de animales se encuentran en 2 niveles de saturación menores.

Gráfico N° 5: Comparación de la saturación de oxígeno en caninos mediante el uso del teléfono inteligente, monitor multiparámetro y pulsioxímetro, estableciendo las principales análisis estadísticos, por sexo



Cuadro N° 6: Comparación de los datos que no presentan ningún nivel de hipoxia, analizados por sexo.

		SpO2 normal					
		Teléfono inteligente		Monitor Multiparámetro		Pulsioxímetro	
		Número de animales	%	Número de animales	%	Número de animales	%
Sexo	Macho	31	41,3	43	42,6	40	40,4
	Hembra	44	58,7	58	57,4	59	59,6
Total		75	100	101	100	99	100

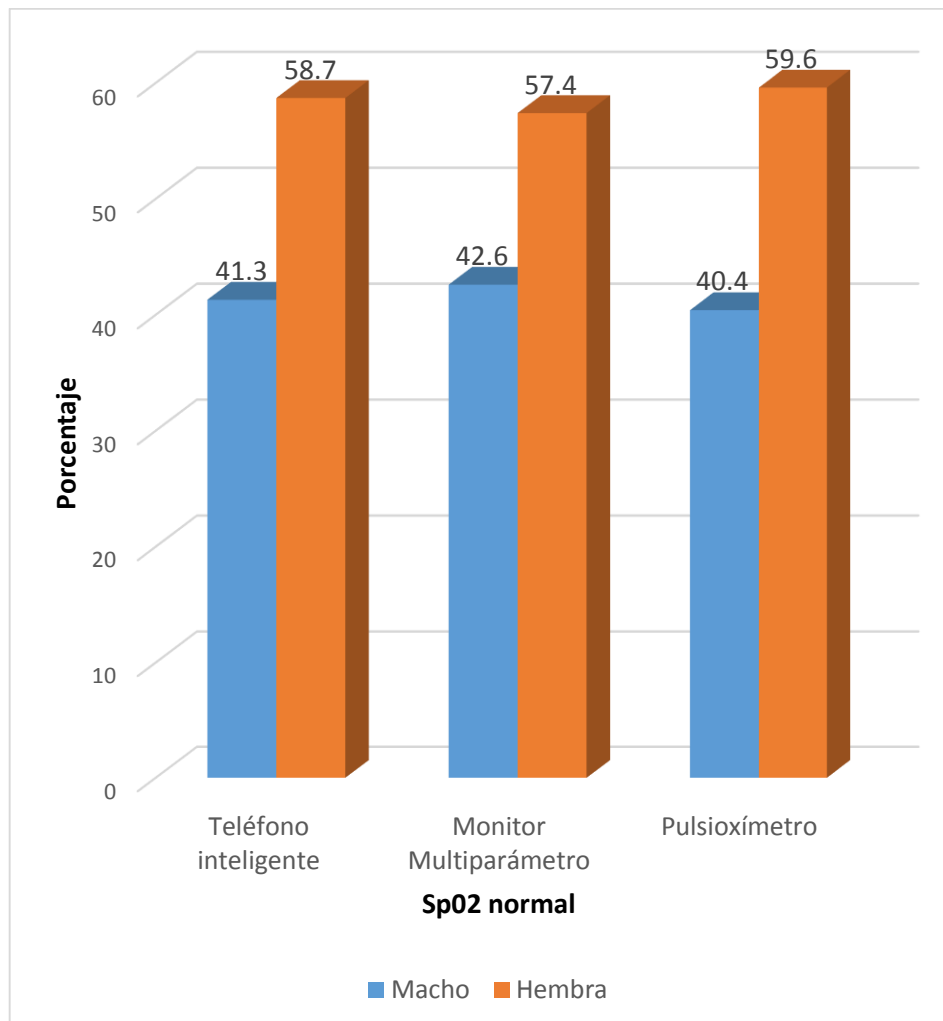
En el cuadro y gráfico N°6 observamos el número de animales que no presentan ningún grado de hipoxia y su porcentaje evaluados por sexo, los resultados que vemos, muestran que en los tres equipos, por otra parte el teléfono inteligente muestra 75 animales no hipóxicos a diferencia del monitor multiparámetro con 101 animales y pulsioxímetro con 99 animales, vemos un alto número de animales que obtienen algún grado de hipoxia con el teléfono inteligente en comparación con los otros dos equipos.

Los valores del chi cuadrado manifiestan una relación entre los tres instrumentos ya que su significancia es menor al límite $p < 0.05$ la p hallada es de $p = 0.018$ la cual es menor al parámetro y se acepta la hipótesis de relación.

Vemos claramente, la marcada disminución en el número de animales con saturación normal, medidos con el teléfono inteligente, en comparación de los otros equipos que mantienen una relación homogénea.

Además apreciamos que existe un mayor porcentaje de hembras en cada grupo en relación a los machos, sabiendo que en el total de animales sometidos a cirugía fueron también más hembras (47 machos y 66 hembras).

Gráfico N° 6: Comparación de los datos que no presentan ningún nivel de hipoxia, analizados por sexo.



Cuadro N° 7: Comparación de los datos que presentan algún nivel de hipoxia analizados por sexo

		Hipóxicos					
		teléfono inteligente		Monitor multiparámetro		Pulsioxímetro	
		Número de animales	%	Número de animales	%	Número de animales	%
Sexo	Macho	16	42,1	4	33,3	7	50,0
	Hembra	22	57,9	8	66,7	7	50,0
Total		38	100	12	100	14	100

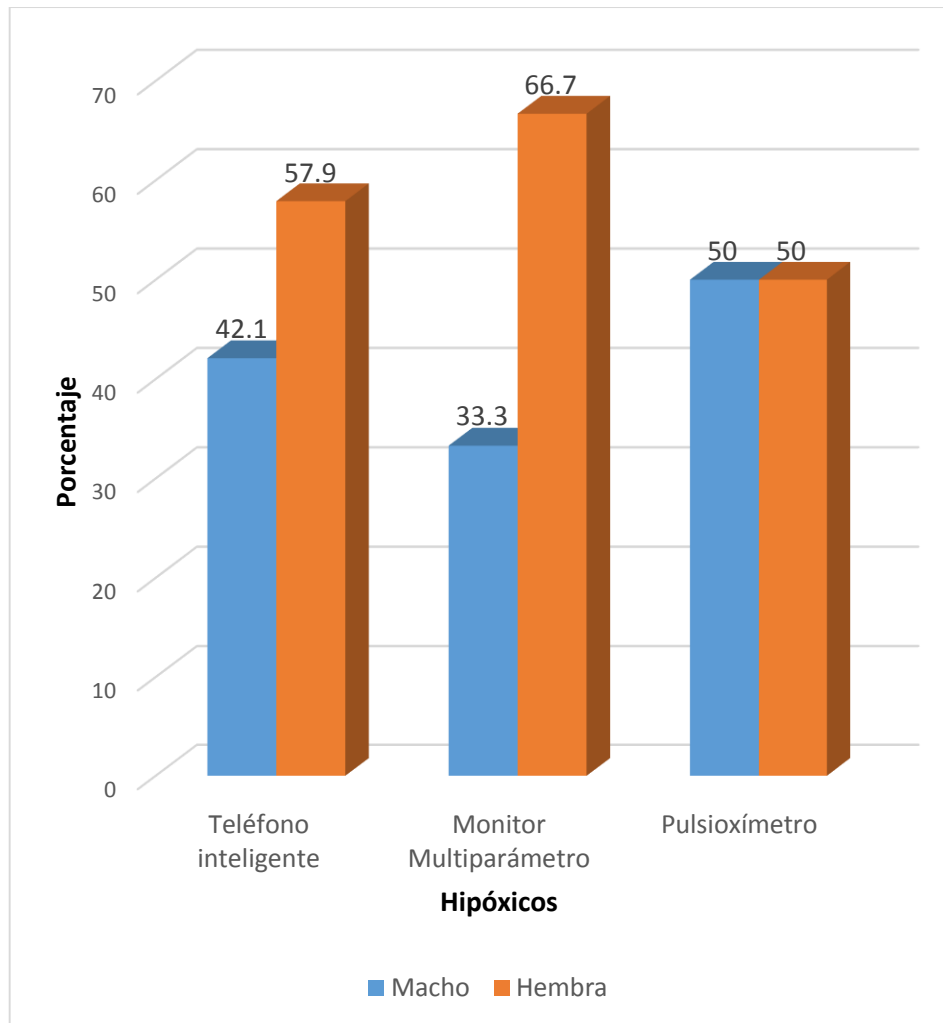
En el cuadro y gráfico número 7 vemos el número de animales que presentan algún grado de hipoxia y su porcentaje evaluados por sexo, los resultados muestran que el pulsioxímetro muestra una relación del 50% animales hipóxicos en ambos sexos, sin embargo en los otros dos aparatos; monitor mutiparámetro y teléfono inteligente siendo el 66.7% y 33.3% en machos y 57.9% en hembras y el 42.1% en machos respectivamente además, vemos también que el teléfono inteligente muestran mayor cantidad de animales hipóxicos siendo 38 perros a diferencia del pulsioxímetro con 14 perros y el monitor multiparámetro con 12 animales.

Los valores del chi cuadrado manifiestan una relación entre los tres equipos ya que su significancia es menor al límite $p < 0.05$ la p hallada es de $p = 0.025$ la cual es menor al parámetro y se acepta la hipótesis de relación.

Vemos claramente, la marcada aumento en el número de animales con grados de hipoxia, medidos con el teléfono inteligente, en comparación de los otros equipos que mantienen una relación homogénea.

Además apreciamos que existe un mayor porcentaje de hembras en cada grupo en relación a los machos, sabiendo que en el total de animales sometidos a cirugía fueron también más hembras (47 machos y 66 hembras).

Gráfico N° 7: Comparación de los datos que presentan algún nivel de hipoxia analizados por sexo



Cuadro N° 8: Cuadro comparativo de los tres equipos en cuanto a la media analizados por sexo.

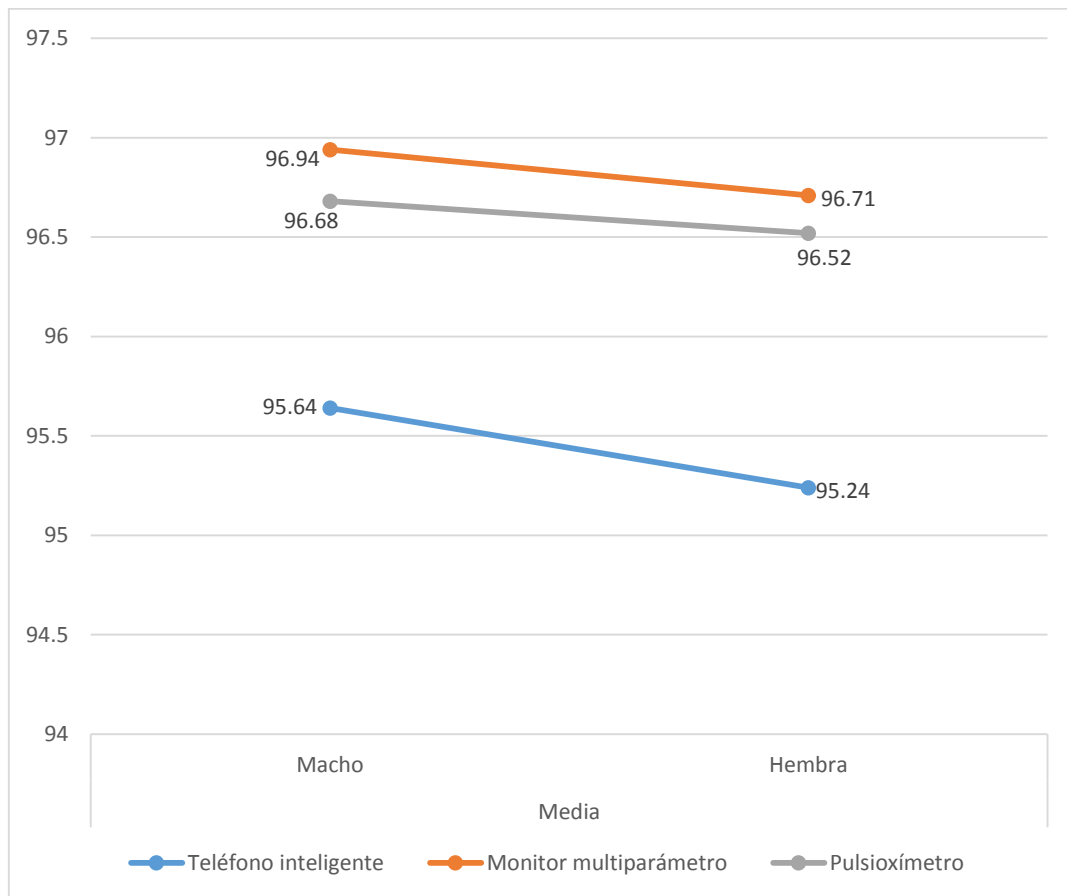
		Teléfono inteligente	Monitor multiparámetro	Pulsioxímetro
Media	Macho	95,64	96,94	96,68
	Hembra	95,24	96,71	96,52

En el cuadro y gráfico 8 muestran las medias de los tres equipos y apreciamos que tanto en machos como en hembras la SpO2 media es menor en el teléfono inteligente, seguida por el pulsioxímetro y finalmente el monitor multiparámetro que muestra los resultados más altos en cuanto a la media.

Apreciamos notablemente que al promediar los datos con el teléfono inteligente, siempre mantiene una relación menor, en comparación con el monitor multiparámetro y pulsioxímetro, que sus medias son más cercanas.

Además apreciamos que las hembras tienden a tener saturaciones un poco más bajas en comparación a los machos, analizando los 3 equipos (Smartphone, monitor multiparámetro, pulsioxímetro) notamos que mantienen una relación casi uniforme.

Gráfico N° 8: Cuadro comparativo de los tres equipos en cuanto a la media analizados por sexo.



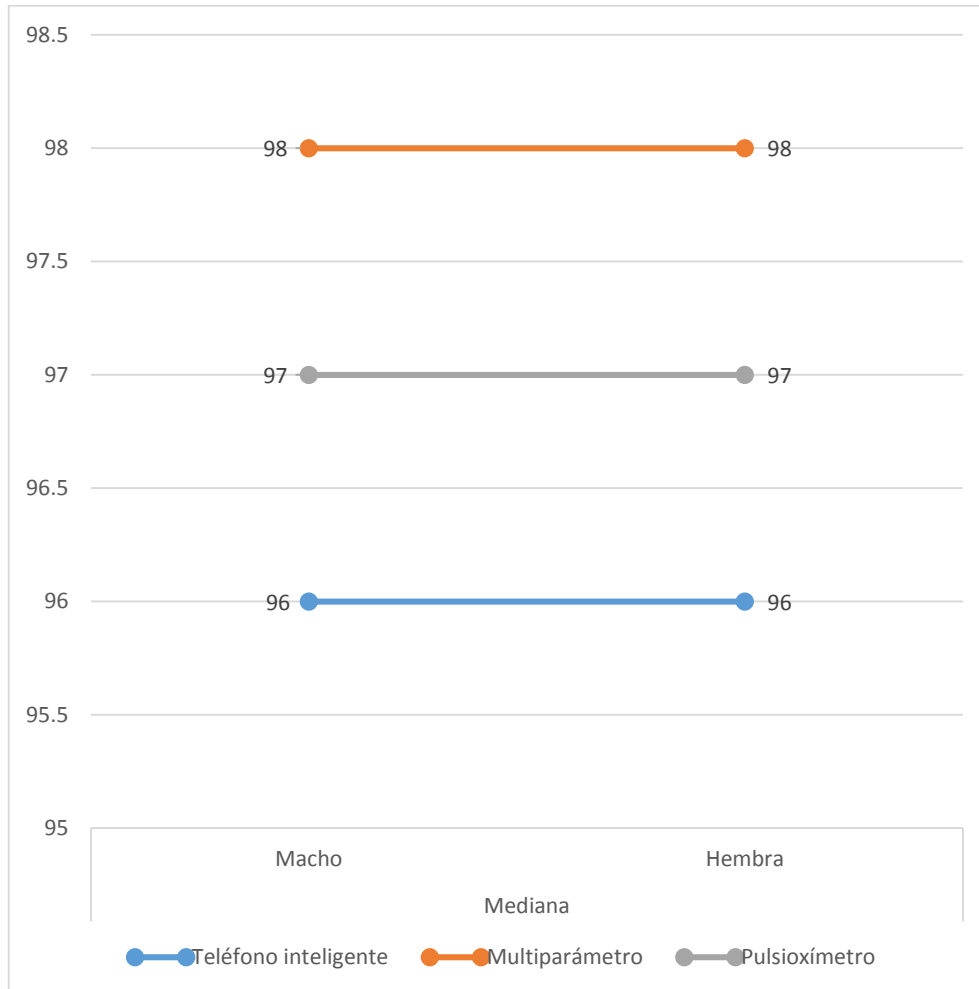
Cuadro N° 9: Cuadro comparativo de los tres equipos en cuanto a la mediana analizados por sexo.

		Teléfono inteligente	Multiparámetro	Pulsioxímetro
Mediana	Macho	96	98	97
	Hembra	96	98	97

El cuadro y gráfico N° 9 muestran las medianas de los tres equipos igualmente apreciamos que tanto en machos como en hembras la SpO₂ de la mediana es menor en el teléfono inteligente, seguida por el pulsioxímetro y finalmente el monitor multiparámetro que muestra los resultados más altos en cuanto a la mediana.

Apreciamos notablemente que al comparar los datos con el teléfono inteligente, en cuanto a la mediana, siempre mantiene una relación menor, en comparación con el monitor multiparámetro y pulsioxímetro; el monitor multiparámetro mantuvo saturaciones más altas de 98 de SpO₂ quiere decir que la mitad de animales obtuvieron saturaciones altas tanto en hembras como en machos, mientras que en el pulsioxímetro que fueron saturaciones intermedias en comparación de los 3 equipos fueron de 97 de SpO₂.

Gráfico N° 9: Cuadro comparativo de los tres equipos en cuanto a la mediana analizados por sexo.



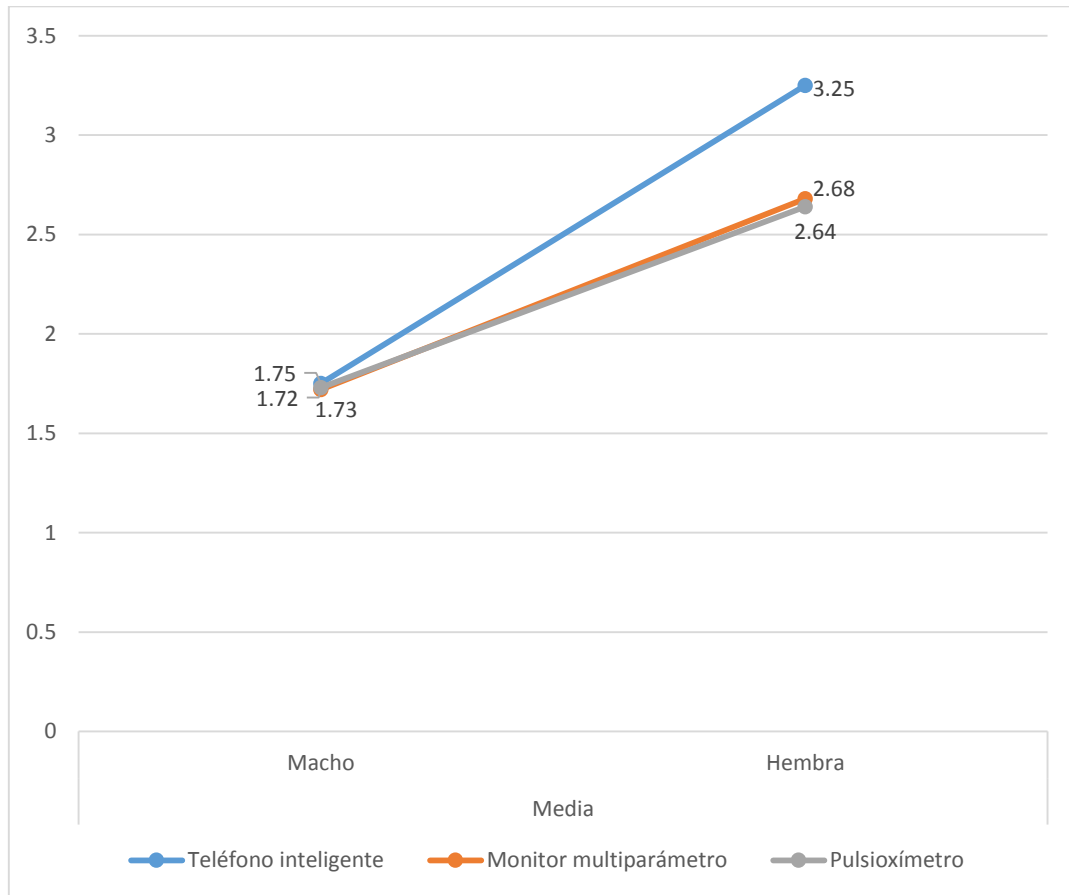
Cuadro N° 10: Análisis comparativo de los tres equipos en cuanto a la desviación típica, analizados por sexo.

		Teléfono inteligente	Monitor multiparámetro	Pulsioxímetro
Desviación típica	Macho	1,75	1,72	1,73
	Hembra	3,25	2,68	2,64

En el cuadro y gráfico N°10 los valores hallados muestran una relación casi homogénea en los machos en cuanto a su desviación típica, que nos quiere decir que en los tres equipos las SpO₂ no varía mucho, mientras que en el caso de las hembras existe una desviación típica mayor con cada equipo, además esta desviación esta aumentada con el teléfono inteligente en comparación con los otros dos equipos.

Mientras que, en el caso de los machos mantienen una relación en la desviación estándar al tomar la saturación de oxígeno con los 3 equipos (teléfono inteligente, monitor multiparámetro y pulsioxímetro); en el caso de las hembras está claramente aumentada y más aún al tomar los datos con el teléfono inteligente, podemos decir que cuando los animales anestesiados tuvieron una SpO₂ normal e hipóxicos, existieron más hembras en ambas situaciones, puede que esta sea la razón de esta marcada desviación con las hembras, sin embargo no podemos deducir por qué sucede esta inestabilidad en hembras sometidas a anestesia general, necesitaríamos un estudio más profundo para evaluar este hallazgo.

Gráfico N° 10: Análisis comparativo de los tres equipos en cuanto a la desviación típica, analizados por sexo.



V. CONCLUSIONES

1. En el estudio comparativo entre los tres equipos (monitor multiparámetro, pulsioxímetro, y el Teléfono inteligente galaxy s6) demuestran que al analizar los valores obtenidos independientemente no existe diferencia significativa y por lo tanto es confiable en sus resultados.
2. Al analizar los datos de SpO₂ con el teléfono inteligente, se obtuvo que la mayoría de animales entre machos y hembras obtuvieron una SpO₂ de 96 siendo el 16.8% en machos y 18.6% en hembras.
3. Al analizar los datos de SpO₂ con el monitor multiparámetro, se obtuvo que la mayoría de animales entre machos y hembras obtuvieron una SpO₂ de 98 siendo el 19.5% en machos y 29.2% en hembras.
4. Al analizar los datos de SpO₂ con el pulsioxímetro, se obtuvo que la mayoría de animales entre machos y hembras obtuvieron una SpO₂ de 96 siendo el 16.8% en machos y 23% en hembras.
5. Esta aplicación creada para determinar el oxígeno arterial, mediante oxímetro de pulso para Teléfono inteligente galaxy s6, es un dispositivo de fácil manipulación, no invasivo que evalúa los niveles de oxígeno en el organismo, es útil en la biomedicina pues proporciona un dato importante que puede evitar problemas gracias a su fácil uso y factibilidad.
6. El teléfono inteligente demostró que las mediciones efectuadas fueron siempre debajo del rango de los otros 2 equipos (monitor multiparámetro, pulsioxímetro) pero sin embargo no se aleja del valor real, se estima que es -2 de SpO₂, por lo tanto se puede usar y podemos confiar en sus resultados.
7. En el estudio realizado pudimos ver que las hembras tienden a saturar el oxígeno un poco menos que los machos, en los tres equipos (teléfono inteligente, monitor multiparámetro y pulsioxímetro).

8. Después de tomar los datos y compararlos, observamos que las hembras tienden a desviarse más del valor promedio en el monitor multiparámetro y pulsioxímetro siendo aún mayor en el teléfono inteligente.
9. Es posible controlar también la saturación de oxígeno en animales braquiocefálicos, con deficiencia respiratoria, en animales en actividad, pudiendo establecerse un mejor diagnóstico.



VI. RECOMENDACIONES:

1. Se recomienda realizar las mediciones en el lóbulo de la oreja, ya que establece datos más precisos por tener mejor control y evitará posibles artefactos.
2. Se recomienda que por su fácil manejo y mejor acceso al punto de toma de medidas, pueda ser utilizado también, en animales pequeños y silvestres.
3. Se recomienda aumentar hasta en +2 de SpO₂ al establecer los datos; ya que como sabemos los datos del teléfono inteligente, aunque no se alejan mucho del promedio, sus valores tienden a estar disminuidos, por lo que es solo una aplicación que permite controlar la SpO₂ y el monitor multiparámetro y pulsioxímetro, son equipos especializados en medir la SpO₂.
4. Se recomienda estudiar con mayor énfasis el porqué de la marcada desviación estándar que presentan las hembras ante la SpO₂, en cirugías con anestesia general.
5. Se recomienda utilizar el Smartphone como instrumento referencial para la medición de la saturación de oxígeno, en una clínica; mas no para obtener resultados absolutos.
6. Se recomienda que el smartphone que se usa en sala de operaciones, tenga uso exclusivo para esa área, y así evitar contaminaciones bacterianas.

VII. BIBLIOGRAFÍA

1. Belerenian G., Mucha C. y Camacho A. Afecciones cardiovasculares en Pequeños Animales. Editorial Intermédica, Buenos Aires Argentina, 2001.
2. Bustamante Z y col., Genética, características de la Hemoglobina S, Anemia Falciforme y Haplotipos. Facultad de Bioquímica y Farmacia – UMSS 2002.
3. Cooley's Anemia Foundation, Inc. Thalassemia Fact Sheet. Flushing, NY, 2000.
4. Cordoba Báez, Nydia. Oximetría de pulso y capnografía. Hospital Alemán Nicaraguense. <http://es.slideshare.net/Nydia0511/oximetra-de-pulso-y-capnografa>
Fecha de descarga: 20 de setiembre del 2016
5. Couto y Nelson. Medicina Interna de Animales Pequeños. Editorial Intermédica, Buenos Aires Argentina. 2000.
6. Cuellar A. H. Fundamentos de Medicina – Hematología. 5ta Edición. Editorial corporación para investigaciones biológicas. Medellín, Colombia 1998.
7. Cunningham, James & KLEIN, Bradley. Fisiología Veterinaria. Cuarta Edición. Editorial Elsevier. Barcelona, España. 2009.
8. Diagnostrum Simple Mobile Health. Oxímetro de Pulso para iPhone. <http://blog.diagnostrum.com/2013/12/17/oximetro-de-pulso-para-iphone/>
Fecha de descarga: 20 de setiembre del 2016
9. Engel Machado J. y García Guasch L. Manual del ATV. Editorial Multimédica Ediciones Veterinarias. España. 2008
10. Ettinger & Feldman. Tratado de Medicina Interna Veterinaria, Sexta Edición, Editorial Elsevier, Madrid España. 2007.

11. Farreras, Medicina Interna. 13a Edición. Editorial Mosby/Doyma. Madrid 1995.
12. Fisiología humana : un enfoque integrado / Dee Unglaub Silverthorn. Buenos Aires, Madrid [etc.] : Panamericana, cop. 2009
13. FOSSUM T. Cirugía de Pequeños Animales. Editorial Elsevier, Barcelona España. 2009.
14. Garcia Hernández, R. Metahemoglobinemia. Revista de Ciencias Medicas La Habana 1999; 5 (1)
15. Hospital de Mascotas Terán. Casuística Quirúrgica Hospital de Mascotas Terán año 2015. Arequipa, Perú. 2015.
16. Kasper, D. L., Harrison- Principios de Medicina Interna. 16a Edición. Editorial McGraw Hill Interamericana editores. Mexico 2006.
17. KING, Larry. Enfermedades Respiratorias en el Perro y en el Gato. Editorial Elsevier. España. 2006
18. KIRK & BISTNER. Manual de Terapéutica y Procedimientos de Urgencia en Pequeñas Especies. Séptima Edición. Editorial McGraw Hill Interamericana. México. 2001
19. Lehninger, A. L, Bioquímica. 2da Edición. Editorial omega S.A. Barcelona 1987.
20. Lumb, William. Anestesia Veterinaria. Compañía Editorial Continental S.A. México 1973.
21. Morgan, R. Clínica de Pequeños Animales. Cuarta edición, Editorial Elsevier Saunders, Madrid España. 2004.
22. Movilzona. Samsung actualiza S Health para medir tus niveles de oxígeno en sangre. <http://www.movilzona.es/2014/10/30/samsung-actualiza-s-health-para-medir-tus-niveles-de-oxigeno-en-sangre/> *

23. Nieves, Bárcena, Fernández, Galván, Jorrín, Peinado, Meléndez-Valdés, Túnez. Espectrofometría: Espectros de absorción y cuantificación colorimétrica de biomoléculas. Departamento de Bioquímica y Biología Molecular, Campus Universitario de Rabanales, Edificio Severo Ochoa, 14071-Córdoba, Facultad de Medicina, Córdoba. http://www.uco.es/dptos/bioquimica-biol-mol/pdfs/08_ESPECTROFOTOMETR%C3%8DA.pdf
Fecha de descarga: 20 de setiembre del 2016
24. Paul J. Haemoglobin synthesis and cell differentiation. Br Med Bull 1976; 32: 277-281
25. Peñuela O. A., Hemoglobina: una molécula modelo para investigar. Publicado Junio 2005.
26. Ramirez Benavides, Ginés F. Manual de Semiología Clínica Veterinaria. Editorial Universidad de Caldas. Colombia. 2005
27. Rioja, Salazar, Martínez & Martínez. Manual de Anestesia y Analgesia de Pequeños Animales. Editorial Servet. España. 2013.
28. Robert K. Murray, Bioquímica de Harper. 15ta edición. Editorial Manual Moderno. México D.F. 2001
29. Ruiz Argüelles G. J, Fundamentos de Hematología. 2da Edición. Editorial Medica Panamericana. México 1998.
30. Thomas M. Devlin, Bioquímica. Libro de texto con aplicaciones clínicas. 3ra edición. Editorial Reverté, S.A. España 1999.
31. Tratado de fisiología médica / Arthur G. Guyton, John E. Hall. Madrid [etc.]: Elsevier, 2011
32. Wingfield & Raffe. El Libro de la UCI Veterinaria, Urgencias y Cuidados Intensivos. Primera edición española. Editorial Multimédica Ediciones Veterinarias. Barcelona, España. 2005.

33. La Hematosis. Disponible en: <http://www.escuelapedia.com/la-hematosis/?print=pdf>.
34. Sistema Respiratorio. Disponible en:
<http://www.med.unne.edu.ar/enfermeria/catedras/fisio/sistema%20respiratorio.pdf>
35. Aguirre, M.V. Hemoglobina. Disponible en:
https://docs.moodle.org/all/es/images_es/5/5b/Hemoglobina.pdf. 2008
36. Leyva, M. Hemoglobina y Mioglobina. Disponible en:
<https://drleivaenriquez.files.wordpress.com/2007/07/hemoglobina.pdf>.
2007
37. http://1.bp.blogspot.com/-KQvsESd_qTs/UiGJKXi_pOI/AAAAAAAAAAk/hnIKNxaJQYA/s1600/reductasa.jpg.
38. Slideshare. Carboxihemoglobina -Caso clínico. Disponible en:
<https://es.slideshare.net/JacquelinCarretas/carboxihemoglobina-caso-clinico>. 2013
39. Wikipedia. Enciclopedia Libre. Disponible en:
https://es.wikipedia.org/wiki/Efecto_Bohr. 2016.

VIII. ANEXOS:

Anexo N° 1:

Matriz de Datos de Sistematización

Control de canes sometidos a distintas cirugías entre los meses de Enero a Abril del 2017.





CONSTANCIA

La Directora Médica VANESSA LOLA TERAN RIVAS de HOSPITAL DE MASCOTAS TERAN con domicilio en URB LOS CEDROS F-2 AV JOSE ABELARDO QUIÑONES YANAHUARA certifica que:

JUAN CARLOS VELA LIZARRAGA

Ha realizado su Fase Experimental del control de saturación de Oxígeno en el área MÉDICA, obteniendo los resultados que se adjuntan para su trabajo de investigación.

Se le expide el presente documento para los fines que el interesado vea por conveniente.

Arequipa, 25 de Julio del 2017



VANESSA LOLA TERAN RIVAS
CMVP 6447



Desde • 1994



Mascota	Propietario	Edad	Sexo	Cirugía	Smartphone	Multiparámetro	Pulsioxímetro	
1	Bull	Patricia Manrique	3 años	Macho	Enterotomía	95	96	95
2	Chanchito	Christian Pinto	1 año	Macho	Osteosintesis de femur	94	96	96
3	Bubu	Claudia Valdivia	11 años 6 meses	Macho	hemilaminectomia	96	96	96
4	Milka	Carmen Cornejo	1 año 4 meses	Hembra	Fractura en cadera	95	96	96
5	Simon	Yanina Cutipe	1 año 8 meses	Macho	Fractura en cadera	94	96	96
6	Blanco	Ponciano Ramirez	10 años	Macho	Artrodesis carpos	95	96	96
7	Maylo	Vanessa Olivares	1 año 6 meses	Macho	orquiectomia	95	97	96
8	Terry	Vanessa Olivares	1 año 4 meses	Macho	orquiectomia	96	96	96
9	Princesa	Wilfredo Miranda	3 años	Hembra	ovh	94	95	95
10	Chocolate	Wilfredo Miranda	2 años	Macho	ovh	94	96	96
11	Castor	Wilfredo Miranda	4 años	Macho	ovh	96	96	95
12	Martina	Vanessa Olivares	1 año 7 meses	Hembra	ovh	81	86	86
13	Osa	Jennifer Soncco	1 año	Hembra	ovh	94	95	96
14	Kaffy	Raysa Diaz	6 años 4 meses	Hembra	hemilaminectomia	96	98	97
15	Wendy	Maria Gracia Calienes	6 años	Hembra	Mastectomía	98	98	98
16	Puppy	Max Garcia	5 meses	Macho	Osteosintesis radio	96	98	98
17	Abby	Andrea Turpo	5 años 9 meses	Hembra	Osteosintesis tibia	98	98	98
18	Kazu	David Ramos	2 años 6 meses	Macho	Fractura en cadera	96	96	96
19	Piccolo	Lourdes Seehofer	1 año 5 meses	Macho	TTA/ Ligamento Cruzado	96	98	98
20	Rubi	Veronica Portillo	5 años	Hembra	TTA/ Ligamento Cruzado	96	96	96
21	Yuyito	Karla Zegarra	9 años	Macho	ovh	94	96	95
22	Blacky	Andrea Salazar	8 años	Macho	Osteosintesis femur	96	96	96
23	Shadow	Jefferson Chayapalo	8 meses	Macho	Fractura en cadera	96	98	98
24	Sacha	Juan Carlos Mamani	3 meses	Hembra	Fractura en cadera	97	98	97
25	Titan	Ruben Molina	5 meses	Macho	Osteosintesis de mandibula	98	98	98
26	Charlie	Maria Jose Bernedo	9 años	Macho	hemilaminectomia	98	98	98
27	Nano	Arlette Varias	2 años	Macho	Extirpación de Glándulas anales	97	98	98
28	Evangeli	Enrique Castro	9 meses	Hembra	Osteosintesis de femur	96	98	98
29	Ziko	Rafael Mazeyra	3 años	Macho	hemilaminectomia	96	96	96
30	Rex 2	Hermilia Arpi	11 meses	Macho	orquiectomia	96	96	96
31	Loba	Dora Valdez	2 años	Hembra	ovh	96	98	98
32	Negríta	Luis Garnica	2 años 2 meses	Hembra	ovh	96	98	98
33	Perlita	Nancy Machaca	1 año	Hembra	ovh	98	98	98
34	Suly	Stephanie Galarza	2 años 7 meses	Hembra	ovh	94	96	96
35	Canela	July Pickman	7 meses	Hembra	ovh	94	96	96
36	Gorda	Vanessa Olivares	1 año 2 meses	Hembra	ovh	96	96	96
37	Quinnie	Vanessa Olivares	10 meses	Hembra	ovh	96	98	97
38	Vaquita	Vanessa Olivares	1 año	Hembra	ovh	97	98	98
39	Estrella	Elena Cutipa	2 años	Hembra	ovh	96	96	96
40	Laica	Eduardo Madueño	5 meses	Hembra	ovh	96	98	98
41	Alf	Vanessa Olivares	1 año 5 meses	Macho	ovh	96	96	96



Mascota	Propietario	Edad	Sexo	Cirugía	Smartphone	Multiparámetro	Pulsioxímetro	
42	Michumichu	Vanessa Olivares	1 año 2 meses	Macho	ovh	96	98	98
43	Gyna	Jenny Miranda	11 meses	Hembra	ovh	96	98	98
44	Panda	Marina Alvaro	2 años 3 meses	Macho	ovh	97	98	97
45	Pekitas	Victor Cuper	11 meses	Hembra	ovh	98	98	97
46	Kina	July Alvarez	7 años	Hembra	ovh	97	98	98
47	Atigrada	Alexandra Caceres	1 año 1 mes	Hembra	ovh	97	98	97
48	Candy	Katherine Contreras	3 años 6 meses	Hembra	ovh	94	95	95
49	Giorgia	Alejandra Davila Zapata	4 años 5 meses	Hembra	ovh	98	98	97
50	Kiba	Alejandra Davila Zapata	5 meses	Hembra	ovh	98	98	99
51	Kala	Alejandra Davila Zapata	5 meses	Hembra	ovh	97	98	98
52	Kubo	Alejandra Davila Zapata	5 meses	Macho	orquiectomia	98	99	98
53	Portos	Monica Willis	8 meses	Macho	laparotomía exploratoria	96	96	96
54	Alba	David Rojas	1 año 3 meses	Hembra	osteosintesis de Radio y cubito	86	87	87
55	Gina	Renato Valdivia	2 años	Hembra	hemilaminectomia	95	96	96
56	Tino	Maria Lugo	6 meses	Macho	osteosentesis de humero	97	98	98
57	Papy	Diana Azocar	2 años 1 mes	Macho	orquiectomia	96	98	98
58	Beba	Jorge Lopez	5 años	Hembra	laparotomia exploratoria	87	87	86
59	Ceo	Kike Flores	8 meses	Macho	orquiectomia	96	96	96
60	Blanquita	Shirley Lujan	1 año	Hembra	ovh	97	96	96
61	Kiara	Gabriela Diaz	8 años 8 meses	Hembra	Mastectomia	96	98	98
62	Panchita	Maria Malaga	5 meses	Hembra	laparotomía exploratoria	98	98	98
63	Fiona	Lucia Indacochea	10 años	Macho	Neoplasia en corvejon	94	94	94
64	Kiara	Adriana Atahualpa	8 años 7 meses	Hembra	TTA/ Ligamento Cruzado	98	96	97
65	Rambo	Miguel Malaga	3 años	Macho	hemilaminectomia	96	98	96
66	Pecas	Rosmery Zea	1 año 6 meses	Hembra	ovh	92	96	96
67	Negrita	Rosmery Zea	1 año	Hembra	ovh	98	100	98
68	Sasy	Hania Rodriguez	8 meses	Hembra	ovh	96	100	98
69	Milagros	Rosmery Zea	8 meses	Hembra	ovh	94	98	98
70	Nena	Elizabeth Acuña	8 meses	Hembra	ovh	94	98	98
71	Luna	Rosmery Zea	1 año 7 meses	Hembra	ovh	92	98	96
72	Daysi	Rosmery Zea	8 años	Hembra	ovh	92	96	96
73	Travi	Reyna Hilaraca	6 años	Hembra	ovh	96	98	98
74	Jhin Man	Liz Tapia	5 meses	Macho	Osteosintesis femur	94	98	96
75	Dimitri	Patricia Mendez	1 año	Macho	orquiectomia	94	98	98
76	Cleopatra	Claudia Quintanilla	2 años 3 meses	Hembra	ovh	96	98	98
77	Luna	Veronica Chavez	9 meses	Hembra	ovh	96	97	96
78	Brave	Pamela Sanchez	4 años 2 meses	Macho	orquiectomia	98	100	100
79	Rubi	Abel Jara		Hembra	ovh	96	98	98
80	Dona	Hania Rodriguez	2 años 7 meses	Hembra	ovh	98	96	96
81	Café	Hania Rodriguez	8 meses	Macho	ovh	96	98	98
82	Caramelo	Hania Rodriguez	7 meses	Macho	ovh	94	98	98



Mascota	Propietario	Edad	Sexo	Cirugía	Smartphone	Multiparámetro	Pulsioxímetro	
83	Princesa	Hania Rodriguez	1 año 7 meses	Hembra	ovh	96	97	96
84	Candy	Fiorella Cutipa	3 años	Hembra	Laparotomia	86	90	90
85	Kina	Ruth Idelsa	8 meses	Hembra	Piometra	92	94	96
86	Bedra	Hania Rodriguez	5 meses	Hembra	ovh	94	96	94
87	Perdi	Hugo Reategui	6 años	Macho	enucleacion	98	98	96
88	Yuyi	Fabiola Velez	5 años	Hembra	ovh	94	98	98
89	Dom	Rosmery Huanque	1 año	Macho	orquiectomia	94	98	98
90	Princesa	Katherine Triveño	1 año 5 meses	Hembra	ovh	96	98	98
91	Bruno	Rodolfo Escuza	5 meses	Macho	Enucleacion	98	100	100
92	Gedeon	Deyanira Meza	3 años	Macho	Orquiectomia	96	98	98
93	Kalula	Miguel Torres	2 años	Hembra	Osteosintesis Radio y cubito	94	96	96
94	Pepita	Rosmery Zea	6 meses	Hembra	ovh	98	98	97
95	Marlon	Victor Rodriguez	3 años 8 meses	Macho	Hernia inguinal	94	98	98
96	Tomasa	Hania Rodriguez	7 meses	Hembra	ovh	96	97	97
97	Sussy	Rosmery Ortiz	7 meses	Hembra	ovh	98	96	96
98	Robin	Lucero Casca	7 meses	Macho	Osteosintesis lleon	96	98	98
99	Simba	Jimmy Carrillo	5 meses	Macho	Osteosintesis Vertebra toracica	98	98	98
100	Rico	Sonia Iquilla	3 años	Macho	Osteosintesis femur	90	94	94
101	Spike	Mishel Prieto	5 años	Macho	Osteosintesis radio y cubito	97	90	90
102	Negra	Angela Alvarado	2 años	Hembra	ovh	96	98	98
103	Negra	Hania Rodriguez	3 años	Hembra	ovh	96	98	96
104	Speedy	Karen Bazan	9 meses	Macho	orquiectomia	92	94	94
105	Clarita	Felipe Delgado	5 años	Hembra	ovh	98	99	99
106	Lupita	Rosmery Zea	9 meses	Hembra	ovh	98	99	98
107	Lula	Hania Rodriguez	7 meses	Hembra	ovh	98	99	99
108	Tota	Giancarlo Conde	5 años	Hembra	Laparotomia	98	98	98
109	Preciosa	Rosmery Zea	10 meses	Hembra	Osteosintesis radio y cubito	94	98	98
110	Bob	Hania Rodriguez	4 meses	Macho	Osteosintesis femur	98	98	98
111	Mojito	Nandi Caceres	3 años	Macho	hemilaminectomia	92	96	96
112	Macarena	Vanessa Olivares	3 años	Hembra	ovh	90	96	96
113	Loca	Hania Rodriguez	6 meses	Hembra	ovh	98	96	99

Fuente: Elaboración propia.

Anexo N° 2:
Fotografías del Trabajo de Investigación



Foto 1. Hospital de mascotas Terán, lugar donde se realizó el presente estudio
Fuente: Elaboración propia.



Foto 2. Quirófano de la sala de operaciones del hospital de mascotas Terán
Fuente: Elaboración propia.

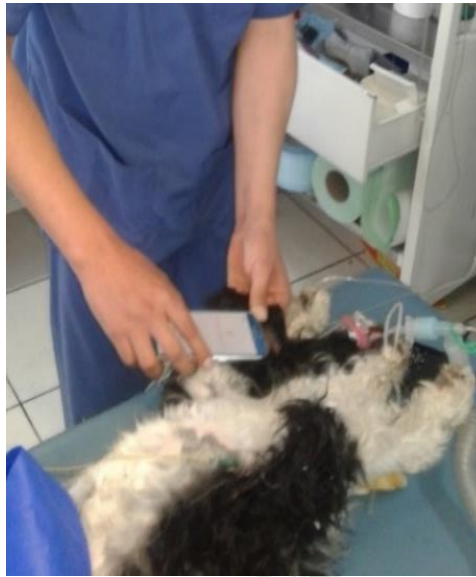
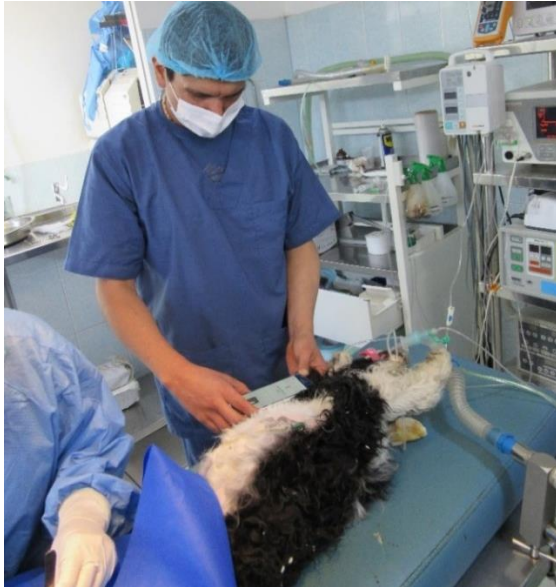


Foto 3 y 4. Toma de la lectura de saturación de oxígeno en animal anestesiado con el Teléfono inteligente Galaxy S6

Fuente: Elaboración propia.



Foto 5. Toma de la lectura de la Saturación de Oxígeno en el monitor multiparámetro y Pulsioxímetro.

Fuente: Elaboración propia.



Foto 6. Paciente anestesiado y entubado realizándole la medición de oxígeno con el pulsioxímetro en la lengua.

Fuente: Elaboración propia.

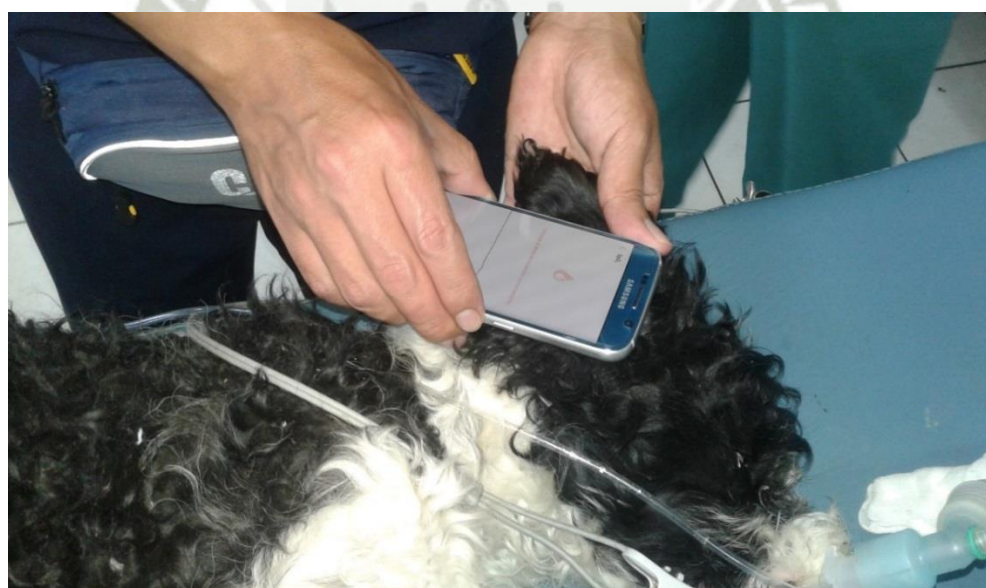


Foto 7. Toma de la medida de la Saturación de Oxígeno en la oreja de paciente anestesiado.

Fuente: Elaboración propia.

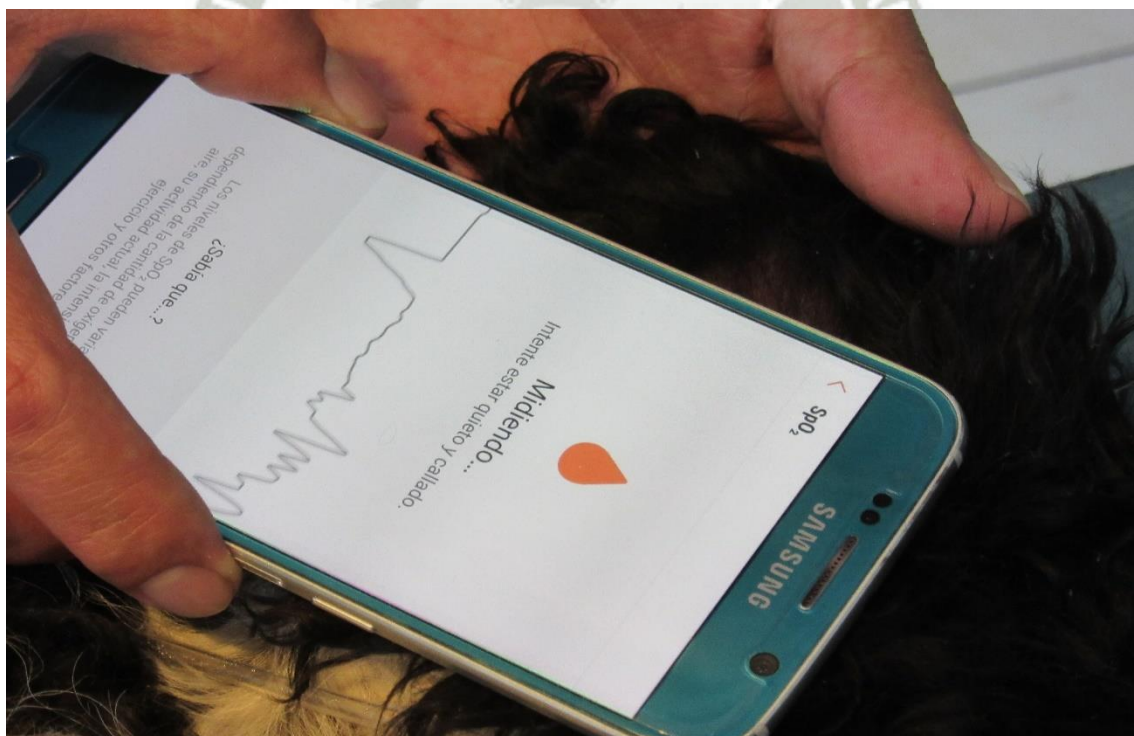
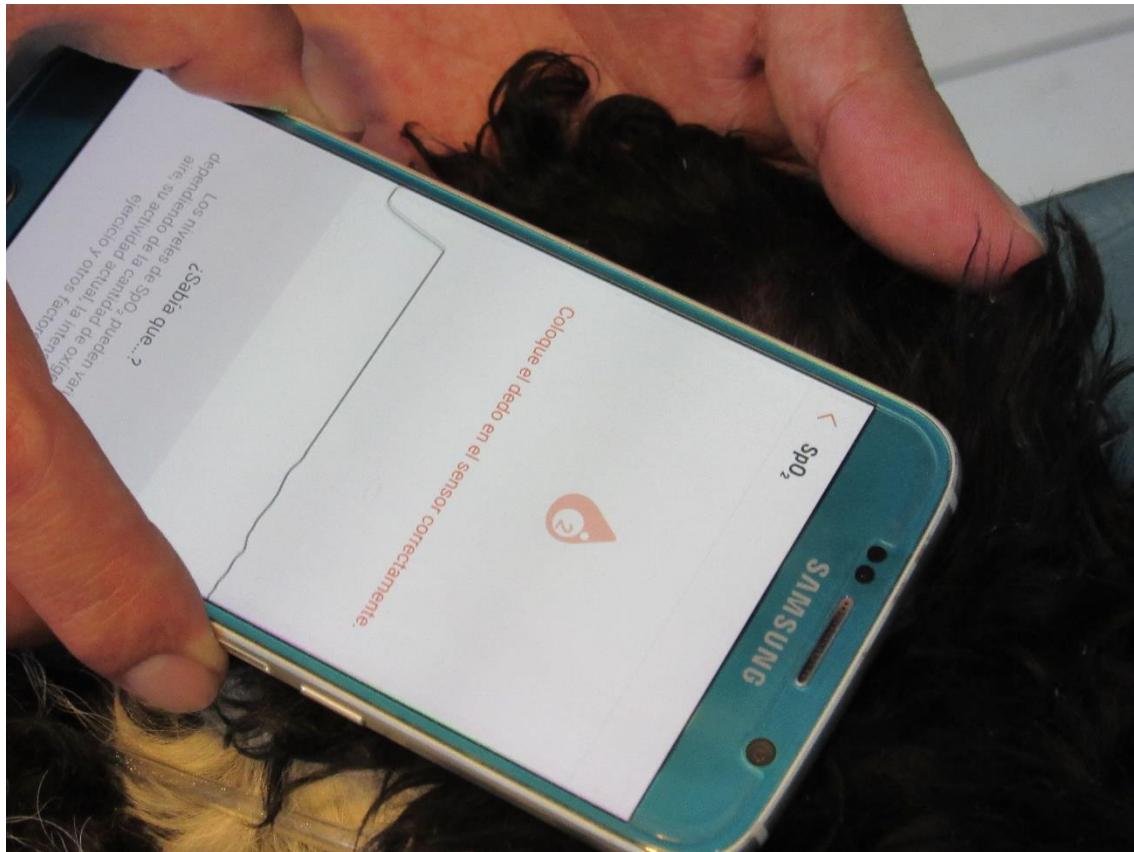


Foto 8 y 9. Aplicación de oximetría del equipo Teléfono inteligente Samsung Galaxy S6

Fuente: Elaboración propia.



Foto 10. “Martina” perra de año y 7 meses internada por Ovh muestra hipoxia severa al marcar que la SaO₂ es menor a 82

Fuente: Elaboración propia.



Foto 11. “Beba” perra de 5 años se le practicó una laparotomía exploratoria, muestra hipoxia moderada al encontrarse en el rango entre 87 y 82 de SaO₂.

Fuente: Elaboración propia.

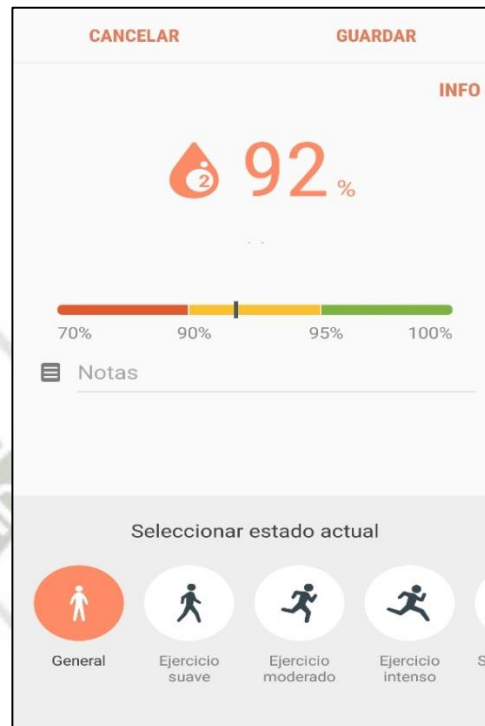


Foto 12. “Mojito” animal de 3 años macho se le practicó hemilaminectomía, se observa una SaO₂. De 92 indicando hipoxia leve dentro del rango de 94 a 88

Fuente: Elaboración propia.



Foto 13,14,15 y 16 . Pacientes internados: “Bull” de 3 años macho ingresó por una enterotomía, “Terry” de año y 4 meses que se le realizó una orquiectomía, “Vaquita” y “Pequitas” hembras, de 1 año y 11 meses respectivamente, se les practicaron Ovh, muestran valores de SaO₂ mayores a 95, representan buena oxigenación, y por lo tanto ausencia de hipoxia.

Fuente: Elaboración propia.