

Methodik des O2C

Messparameter

Die neue optische Methode bestimmt den mikrovaskulären Blutfluss, die postkapilläre Sauerstoffsättigung und die lokale Hämoglobinmenge, die den mikrovaskulären Füllungs- zustand und die Gefäßdicke repräsentiert.

Lichtausbreitung im Gewebe

Der Gewebespektrometrie liegen zwei unterschiedliche optische Techniken zugrunde, bei der Licht eines kontinuierlichen Spektrums an Wellenlängen zur Bestimmung von Sauerstoffsättigung und Hämoglobinmenge (Weisslichtspektrometrie) und Licht einer spezifischen Wellenlänge (Laser-Doppler Technik) zum Einsatz kommen. In Gewebe eingestrahlt Licht wird an den Mitochondrien gestreut, wodurch sich die Ausbreitungsrichtung ändert und Remissionsmessungen mit Signaldetektion parallel zur Lichteinstrahlung ermöglicht werden. Durch die Streuung wird die Intensität des Lichts verändert, allerdings nicht die Farbe. Zusätzlich wird das Licht wellenlängenabhängig von Blutfarbstoffen, v.a. dem Hämoglobin in Abhängigkeit von dessen Sauerstoffsättigung abgeschwächt (absorbiert) und damit die Farbe des Lichtes verändert.

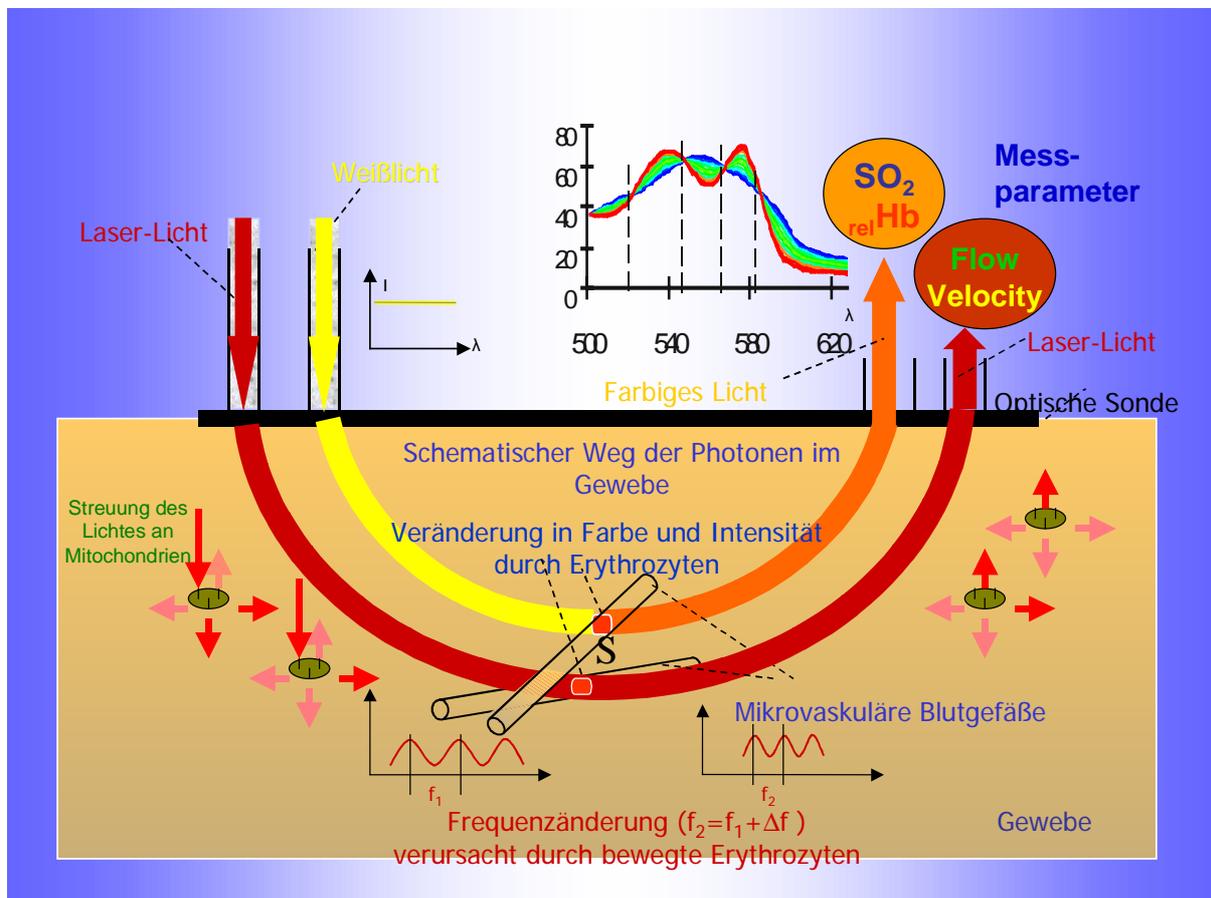


Abbildung 2: Schema der Lichtausbreitung im Gewebe zur Erörterung der spektrometrischen Oxygenierungsbestimmung mit Weißlicht und des Blutflusses aus der Doppler-Messung an den bewegten Erythrozyten.

Das Licht, das an einer Stelle an der Oberfläche des Gewebes eingestrahlt wird, kann in abgeschwächter Form und farbverändert wieder detektiert werden. Der Abstand zwischen der Stelle, an der das Licht in das Gewebe eingestrahlt wird und der Stelle an der das Licht an der Oberfläche wieder detektiert wird, definiert nun maßgeblich die Detektionstiefe des Lichtes. Dieser Abstand zwischen Illuminations- und Detektionsstelle wird auch als Separation bezeichnet, siehe Abbildung 3. Durch

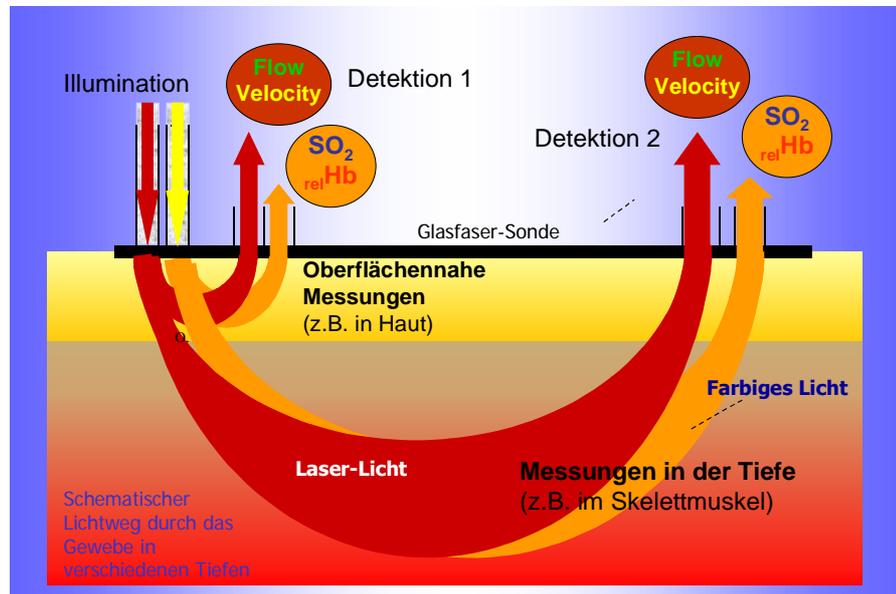


Abbildung 3: Messungen sind in verschiedenen Tiefen möglich durch Veränderung der Separation

beispielsweise eine Vergrößerung dieser Separation kann das Licht aus einer größeren Tiefe detektiert werden (Detektion 2 in Abbildung 3). Es lassen sich durch die Auswahl einer Separation und eines geeigneten Wellenlängenbereichs beliebige Detektionstiefen von etwa 100 µm bis zu 15 mm definieren, so dass mit geeigneten Sonden beispielsweise Gewebe wie Mukosa oder Haut, Muskel und Knochen völlig nicht invasiv mit Licht erfasst werden können.

Laser-Doppler

Im O2C kommt Licht in zwei verschiedenen Formen zum Einsatz, als Weißlicht und als LASER. Das Laserlicht ist unter anderem charakterisiert durch eine einzige Wellenlänge/Frequenz. Trifft das Laserlicht auf einen bewegten Erythrozyten, so werden die Lichtwellen in ihrer Frequenz verschoben, ein Phänomen bekannt als Doppler-Shift, ähnlich wie bei Ultraschallwellen. In Abbildung 2 ist dieser Vorgang illustriert. Aus der Doppler-Frequenz-Verschiebung lässt sich die Geschwindigkeit der Erythrozyten bestimmen. Zudem kann aus der Höhe der detektierten und normierten Laserlichtintensität die Anzahl der bewegten Erythrozyten bestimmt werden. Das Produkt aus Geschwindigkeit (v_i) multipliziert mit der Anzahl der Erythrozyten mit dieser Geschwindigkeit (N_i) summiert über alle auftretenden Erythrozytengeschwindigkeiten (Σ_i) definiert den Blutfluss in der Mikrozirkulation.

$$\Sigma_i v_i \cdot N_i = \text{Blutfluss}$$

Die Bestimmung des Blutflusses mit Hilfe eines Laser-Dopplers ist sehr einfach in der Handhabung da keine Gefäße gesucht und auch keine Querschnitte bestimmt werden müssen. Die nachfolgende Erklärung ist stark vereinfacht und dient nur der Erklärung des Prinzips, nicht jedoch exakt der Physik zur Bestimmung des Blutflusses. Aufgrund der Streuung des Lichtes an den Mitochondrien in alle Raumrichtungen existiert immer auch ein

Lichtvektor, der in die Richtung der Bewegung der Erythrozyten zeigt, sodass automatisch alle Erythrozytenbewegungen erfasst werden können. Dieser Lichtvektor, der der Bewegung der Erythrozyten gleichgerichtet ist, generiert den maximalen Doppler-Shift, so dass immer der „optimale“ Einstrahlwinkel über die Lichtstreuung gefunden wird. „Optimal“ ist dabei, wenn sich die Lichtwelle in die gleiche Richtung bewegt wie die Erythrozyten. Ein Lichtdoppler kann somit auch den Blutfluss in einem komplexen Kapillarnetzwerk bestimmen in dem sich Erythrozyten in einer Unzahl von Kapillaren in alle Raumrichtungen bewegen. Im O2C wird ein Maß für die Anzahl der bewegten Erythrozyten bestimmt und ein Maß für die Geschwindigkeit von jedem Erythrozyten erfasst. Daraus wird das Geschwindigkeitsprofil der Erythrozyten, die Durchschnittsgeschwindigkeit und der Blutfluss gemäß obigem Produkt berechnet.

Gewebespektrometrie

Als zweite Technik wird die Gewebespektrometrie in das O2C integriert. Die Gewebespektrometrie, isoliert betrachtet, basiert auf der Weißlichttechnologie. Weißlicht wird mit einer Lichtquelle erzeugt, die eine Vielzahl von Wellenlängen simultan emittiert, wie es beispielsweise von einer Glühlampe allgemein bekannt ist. Ideales Weißlicht beinhaltet alle Wellenlängen mit gleicher Intensität. Dieses Ideal existiert real nicht und wird deshalb über einen Weißabgleich im Gerät realisiert.

Das Weißlicht wird in das Gewebe eingestrahlt, an den Mitochondrien gestreut und läuft auf einem statistisch bedingten Pfad durch das Gewebe. Ein kleiner Teil dieses Lichtes kann an der Oberfläche wieder detektiert werden. Auf dem Lichtpfad durch das Gewebe wird das Licht in seiner Farbe verändert und trägt damit die Information über die Farbe, beispielsweise des Blutes im Messvolumen, mit zurück zur Gewebeoberfläche. Diese Information kann dort erfasst werden, siehe Abbildung 2.

Die Farbe des Blutes ist bestimmt durch die Sättigung des Blutes mit Sauerstoff. Hämoglobin, das zu 100% gesättigt ist, hat eine hellrote Farbe, während die Farbe des Blutes sich kontinuierlich in eine dunkelrote Farbe verändert, wenn die Sättigung des Blutes sich bis auf 0 % Sauerstoffsättigung verringert.

Aus der an der Gewebeoberfläche erfassten Farbe des Lichtes kann somit die Sauerstoffsättigung des Hämoglobins bestimmt werden, da jede Sauerstoffsättigung einer eindeutigen Farbe des Hämoglobins zugeordnet werden kann. Die Farbveränderung von hellrot bis dunkelrot entspricht folglich der Oxygenierungsveränderung von 100 % SO₂ nach 0 % SO₂. Die zugehörigen Farbverläufe sind in Abbildung 5 zu finden.

Die Weißlichttechnologie ermöglicht zudem die Bestimmung der lokalen Hämoglobinmenge, indem die Lichtabschwächung (Absorption) verursacht durch das Hämoglobin spektral gemessen wird. Vereinfacht ausgedrückt wird das in das Gewebe eingekoppelte weiße Licht umso stärker rot eingefärbt, je mehr Hämoglobin im Gewebe vorhanden ist. Aufgrund dieses physikalischen Prinzips ist es möglich, die lokal in den mikrovaskulären Gefäßen vorhandene Blutmenge zu bestimmen.

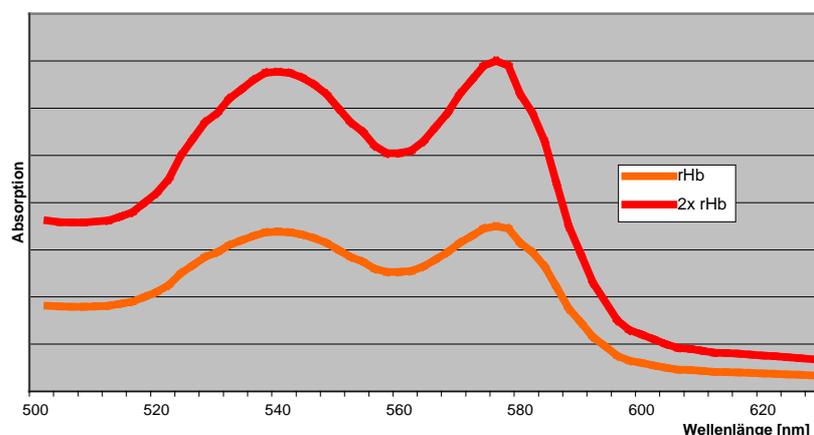


Abbildung 4: Darstellung von zwei Hämoglobinspektren, die unterschiedliche Blutmengen im Gewebe repräsentieren

Abbildung 4 zeigt zwei Hämoglobinspektren. Das mit rHb bezeichnete Spektrum geringer Amplitude entspricht einer Hämoglobinmenge von beispielsweise 30 AU im Gewebe, während die Kurve die mit 2xrHb bezeichnet ist, die doppelt so hohe Absorptionsamplitude hat und dann, um im Beispiel zu bleiben, einer Hämoglobinmenge von 60 AU im Gewebe entsprechen würden. (AU = arbitrary unit, also eine willkürlich gewählte Einheit, da hierfür keine SI-Einheiten existieren).

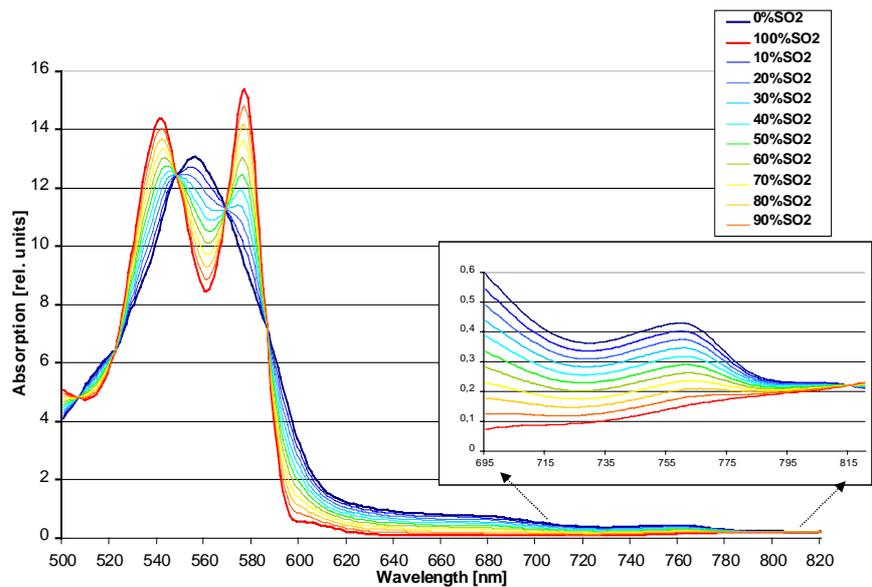


Abbildung 5: Hämoglobin-Absorptions-Spektren im sichtbaren und infrarot-nahen Wellenlängenbereich. Beispielhaft gezeigt für Oxygenierungen im Bereich von 0 bis 100 %, variiert in Intervallen von 10 %.

Beim O₂C wird in der Regel der sichtbare Wellenlängenbereich von 500 bis 630 nm ausgewertet um Sauerstoffsättigungswerte und Hämoglobinwerte aus einer Detektionstiefe bis etwa 2 mm (beispielsweise der Haut) zu bestimmen, während der nahinfraroten Wellenlängenbereich von 650 bis 800 nm ausgewertet wird, um Sauerstoffsättigungswerte und Hämoglobinwerte bis in Detektionstiefen von etwa 15 mm zu bestimmen (beispielsweise dem Muskel). Abbildung 5 zeigt den deutlichen Unterschied in der Absorption zwischen den beiden Wellenlängenbereichen (500 bis 630nm = VIS) und (650 bis 800nm = NIR), der im Verhältnis von etwa 20 : 1 liegt.