

1. Einführung

Abstimmbare Laserstrahlquellen im Wellenlängenbereich um 1 μm sind unter anderem für die Spurengasanalyse in der Umwelt-Messtechnik und für diagnostische Anwendungen im medizinischen Bereich von großem Interesse. Dabei werden in Abhängigkeit von der Art der Anwendung neben der Abstimmbarkheit weitere spezielle Anforderungen wie beugungsbegrenzte Strahlqualität, hohe Ausgangsleistung und Effizienz, Zuverlässigkeit und kompakte Abmessungen an die Laserstrahlquelle gestellt. Zudem soll eine Strahlquelle für diese Anwendungen kostengünstig sein. Im Wellenlängenbereich um 1 μm bieten ytterbiumdotierte Faserlaser auf der Basis von Quarzglas gute Voraussetzungen, um diese Anforderungen zu erfüllen. Allerdings gelang bisher die Kombination von abstimmbarer Laserstrahlung hoher Leistung mit einer kleinen Linienbreite nur unzureichend, da in diesem Fall die Ausgangsleistung durch nichtlineare Effekte in der Faser limitiert ist.

Auf Grund der amorphen Struktur des Quarzglases sind die Absorptions- und Emissionsbanden bei Faserlasern stark verbreitert. Zudem ermöglicht die große Wechselwirkungslänge von typischerweise einigen Metern die Anregung selbst schwächster Übergänge zu einer Laser-Oszillation. Die Kombination von Niveaureiterung und Wechselwirkungslänge ergibt eine große Verstärkungsbandbreite, die für die Erzeugung einer weit abstimmbaren Laseremission notwendig ist. Bei ytterbiumdotierten Fasern erstreckt sich die Verstärkungsbandbreite über Wellenlängen von $\sim 950\text{--}1200\text{ nm}$.

Darüber hinaus besitzt das Ytterbium-Ion eine sehr einfache Energieniveau-Struktur mit einem geringen Quantendefekt zwischen Pump- und Laserwellenlänge. Daraus resultiert eine hohe intrinsische Effizienz, die differenzielle Wirkungsgrade bezogen auf das absorbierte Pumplicht von über 90% ermöglicht. Ytterbiumdotierte diodengepumpte Multi-mode-Faserlaser mit Ausgangsleistungen von bis zu 10 kW im kontinuierlichen Betrieb werden bereits kommerziell angeboten [IPG03]. Auf Grund des sehr geringen aktiven Volumens im Verhältnis zur Oberfläche einer Faser ist ein guter Wärmetransport möglich, so dass thermische Effekte, wie sie von anderen Festkörperlasern bekannt sind, bei Faserlasern bisher nicht beobachtet wurden bzw. in einem deutlich geringeren Ausmaß auftreten [Han90a, Köc99, Bri01, Bro01]. Im Grundmode-Betrieb konnten mit ytterbi-

umdotierten Faserlasern maximale Ausgangsleistungen von bis zu 400 W demonstriert werden [Dom99, Pla02, Gap03]. Diese Systeme sind für die Materialbearbeitung gedacht und sind nicht abstimmbar. Desweiteren ist die Emissionsbandbreite von etwa 100 GHz relativ breit.

Abstimmbare Faserlaser sind bisher vor allem im mittleren Infrarot mit erbidotierten Fasern, die bei der Telekommunikationswellenlänge von 1550 nm emittieren, demonstriert worden [Wya89, Glo96, Hsu97, Lib99, Bei01]. Besonders große Abstimmbereiche von über 200 nm wurden mit thuliumdotierten Faserlasern mit Emissionswellenlängen um 2 μm erzielt [Bar90, Han90c]. Im nah-infraroten Wellenlängenbereich wurden neben neodotierten auch schon ytterbidotierte Faserlaser für die Erzeugung abstimmbarer Laserstrahlung verwendet [Alc86, Mol95]. Allerdings war die Ausgangsleistung bei diesen Experimenten auf wenige Milliwatt begrenzt, da die Pumpstrahlung direkt in den Faserkern eingekoppelt wurde. Bereits in frühen Experimenten konnte mit ytterbidotierten Fasern ein Abstimmbereich von 152 nm im nahen Infrarot erzielt werden [Han90b]. Mit zwei Prismen als Abstimmelemente wurde in diesen Experimenten eine Laserlinienbreite von etwa 20 GHz im nah-infraroten Spektralbereich erzielt. Ein hoher Gesamtwirkungsgrad war trotz der hohen intrinsischen Effizienz des Ytterbium-Ions durch die Verwendung von Farbstofflasern als Pumpquelle noch nicht erreichbar. Erst später konnte durch die Verwendung von Diodenlasern als Pumpquelle die Ausgangsleistung ytterbidotierter Faserlaser bis in den Watt-Bereich skaliert werden [Nil99, Hid01]. Dabei wurden Doppelkernfasern benutzt, bei denen Pump- und Laserlicht in getrennten Wellenleitern geführt werden [Zen93]. Allerdings konnten bei hohen Ausgangsleistungen auch hier nur Laserlinienbreiten von 0,1 nm (~ 25 GHz) erreicht werden.

Ziel dieser Arbeit ist die Realisierung einer abstimmbaren Laserstrahlquelle mit einer beugungsbegrenzten Ausgangsleistung im Watt-Bereich bei einer Wellenlänge um 1 μm und einer Linienbreite von wenigen Gigahertz, wie sie für Anwendungen in der Umwelt-Messtechnik und Diagnostik im medizinischen Bereich (siehe Kapitel 2) gewünscht wird und bisher nicht zur Verfügung stand.

Dazu werden diodengepumpte Doppelkern-Faserlaser auf der Basis von ytterbidotierten Quarzglasfasern untersucht. Die beugungsbegrenzte Strahlqualität wird durch die Verwendung von *single-mode* Fasern, in denen nur der Laser-Grundmode ausbreitungsfähig ist, erreicht. Als Abstimmelemente werden Beugungsgitter in verschiedenen Anordnungen benutzt, um eine schmalbandige Laseremission und einen weiten Abstimmbereich von einigen 10 nm im nah-infraroten Spektralbereich zu erreichen. Insbesondere bei kontinuierlicher Laserstrahlung können Effekte, wie die Vier-Wellenmischung (engl.: *four wave*

mixing, FWM) und stimulierte Raman-Streuung (SRS) die Ausgangsleistung limitieren. Zusätzlich kann bei einer hohen spektralen Leistungsdichte, wie sie bei einer schmalbandigen Laseremission gegeben ist, die stimulierte Brillouin-Streuung (SBS) eine Leistungslimitierung darstellen [Boy78, Agr95]. Daher werden die nichtlinearen Effekte, die zu einer Limitierung der Ausgangsleistung führen können, theoretisch und experimentell untersucht. Basierend auf numerischen Berechnungen und der experimentellen Verifikation werden Faserparameter wie Modenfelddurchmesser und Faserlänge so gewählt, dass keine Leistungslimitierung auftritt.

2. Anwendungen

In diesem Kapitel werden einige Anwendungen für abstimmbare Laserstrahlquellen im nahen Infrarot näher vorgestellt. Zum Einen ist dies die *Spin*-Polarisation von Helium-3, die für ein Verfahren zur Lungentomographie von Bedeutung ist. Zum Anderen werden Anwendungen im Bereich der Spurengasanalyse im nahen und mittleren Infrarot vorgestellt, die für die Umwelt-Messtechnik interessant sind.

2.1 Lungentomographie

Für die Diagnostik und die Früherkennung von krankhaft veränderten Gewebe sind bildgebende, nichtinvasive Verfahren für die moderne Medizin von hohem Interesse. In den letzten Jahren haben sich vor allem die Computertomographie (CT) und die Kernspind- bzw. Magnetresonanztomographie (MRT) im klinischen Einsatz bewährt. Im Gegensatz zur CT kommt die MRT ohne die Verabreichung von radioaktiven Markerteilchen aus, wodurch die Strahlenbelastung des Patienten deutlich reduziert wird.

Das Prinzip der MRT beruht auf der Messung von Resonanzen eines äußeren homogenen Magnetfeldes mit dem magnetischen Moment von Atomkernen. Atomkerne mit ungerader Protonen- bzw. Neutronenzahl besitzen einen Eigendrehimpuls (*Spin*) aus dem ein magnetisches Moment resultiert. In einem äußeren Magnetfeld richten sich die Momente der einzelnen Atome parallel aus, so dass sich eine Magnetisierung ergibt. Weicht die Richtung der Magnetisierung von der Richtung des äußeren Magnetfeldes ab, so kommt es zu einer Präzessionsbewegung der Magnetisierung mit der *Larmor*-Frequenz um die Richtung des äußeren Magnetfeldes.

Für die MRT der menschlichen Lunge wird *Spin*-polarisiertes Helium-3 (^3He) verwendet, da das Isotop auf Grund der ungeraden Nukleonenzahl einen Kernspin besitzt [Sch99]. Darüber hinaus besitzt ^3He einen Kernspin von $I = 1/2$ und im Grundzustand eine abge- schlossene Elektronenhülle, woraus auf Grund der geringen Wechsellwirkung mit äußeren Momenten sehr lange Relaxationszeiten folgen. Eine hohe Relaxationszeit ist für einen

hohen Polarisationsgrad, der wiederum für eine hohe Bildqualität erforderlich ist, notwendig. Abbildung 2.1 zeigt Aufnahmen der menschlichen Lunge, die mittels ^3He -MRT erstellt wurden.

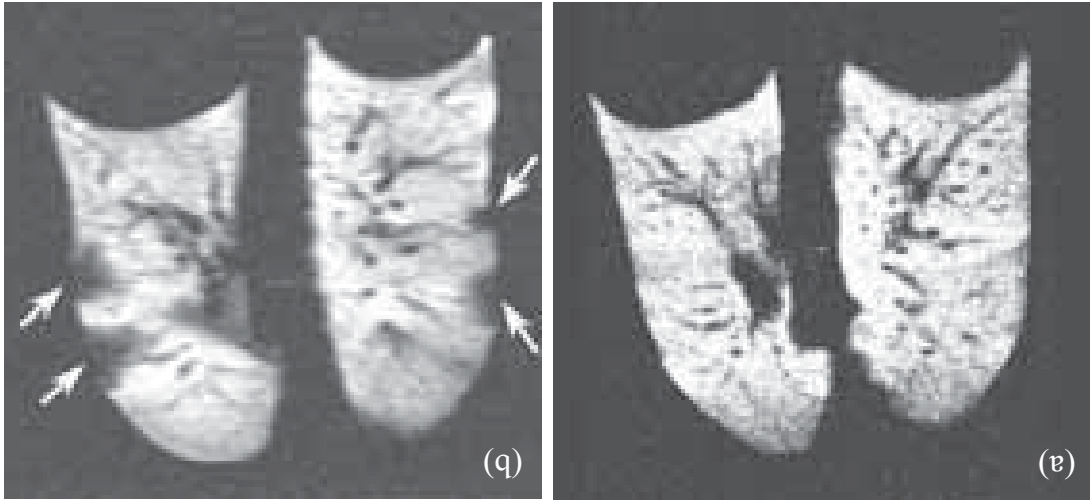


Abbildung 2.1: Tomographische Aufnahmen der menschlichen Lunge (aus [Sch99]). Die Lunge eines Nichtrauchers (a) weist eine weitgehend homogene Signalverteilung auf, während in der Lunge eines Rauchers (b), der keinerlei Symptome einer Lungenerkrankung zeigte, dunkle Bereiche (Pfeile) zu erkennen sind, die nicht mehr vom Gas durchströmt werden.

In den Bereichen, die hell erscheinen ist polarisiertes ^3He eingedrungen, d.h., in diese Bereiche kann auch der Luft-Sauerstoff vordringen. Die dunklen Bereiche in Abbildung 2.1 (a) stellen im Wesentlichen Blutgefäße dar, in die kein ^3He eindringen kann. Demgegenüber sind in Abbildung 2.1 (b) krankhafte Veränderungen des Lungengewebes am Rand der Lungenflügel zu erkennen. Derartige krankhafte Veränderungen lassen sich mit dieser Methode bereits diagnostizieren, bevor der Patient Symptome einer Erkrankung aufweist. Darüber hinaus ist mit heutigen Bildraten von etwa 10 Bildern pro Sekunde auch die Untersuchung der Dynamik des Sauerstoff-Austausches in der Lunge möglich, da die *Spin*-Polarisation von ^3He bei der Wechselwirkung mit Sauerstoff relaxiert.

Der *Spin*-Zustand der ^3He -Kerne kann optisch bei Wellenlängen um 1083 nm angeregt werden. Die Polarisation erfolgt mittels Laserstrahlung bei der entsprechenden Wellenlänge in Röhren aus eisenfreiem Glas mit einem Durchmesser von ca. 10 cm, die das Gas unter hohem Druck durchströmt. Unter diesem Druck verbreitern sich die Linienbreiten der Absorption für die Polarisationsübergänge auf etwa 1,3 GHz. Der Laserstrahl wird für die Polarisation auf den Röhrendurchmesser aufgeweitet. Sowohl für eine hohe räumliche als auch zeitliche Auflösung sind mehrere Liter des Gases für eine Untersuchung notwendig. Das bedeutet, dass eine relativ große Menge des Gases in einer kurzen Zeit aufpolarisiert