

Aus dem Interdisziplinären Schlafmedizinischen Zentrum  
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Kontaktlose Schlafüberwachung von Patienten mit verschiedenen  
schlafmedizinischen Erkrankungen mit dreidimensionalem Videobild

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Juliane Ryczewski

aus Ludwigsfelde

Datum der Promotion: 13.12.2019

## **Vorwort**

Teile der Monographie sind bereits in Vorträgen auf Kongressen und in einem Abstract der Zeitschrift Somnologie veröffentlicht worden.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG</b> .....	<b>5</b>
<b>2</b>	<b>ABSTRACT</b> .....	<b>7</b>
<b>3</b>	<b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS</b> .....	<b>9</b>
<b>4</b>	<b>EINLEITUNG</b> .....	<b>10</b>
4.1	RESTLESS-LEGS-SYNDROM (RLS) .....	10
4.1.1	<i>Definition</i> .....	10
4.1.2	<i>Epidemiologie</i> .....	11
4.1.3	<i>Pathophysiologie</i> .....	11
4.1.4	<i>Klinische Symptomatik</i> .....	11
4.1.5	<i>Diagnostik</i> .....	12
4.1.6	<i>Therapie</i> .....	13
4.2	OBSTRUKTIVE SCHLAFAPNOE (OSA) .....	13
4.2.1	<i>Definition</i> .....	13
4.2.2	<i>Epidemiologie</i> .....	13
4.2.3	<i>Pathophysiologie</i> .....	14
4.2.4	<i>Klassifikation</i> .....	14
4.2.5	<i>Klinische Symptomatik</i> .....	15
4.2.6	<i>Diagnostik</i> .....	15
4.2.7	<i>Therapie</i> .....	16
4.3	DIAGNOSTIK VON SCHLAFSTÖRUNGEN MITTELS POLYSOMNOGRAPHIE.....	17
4.4	INNOVATIVE, NEUE KONTAKTLOSE MESSVERFAHREN IN DER SCHLAFMEDIZIN .....	18
4.5	ZIELE UND FRAGESTELLUNG .....	20
<b>5</b>	<b>METHODIK</b> .....	<b>21</b>
5.1	ETHIKVOTUM UND REGISTRIERUNG DER STUDIE .....	21
5.2	STUDIENPOPULATION .....	21
5.2.1	<i>Ein- und Ausschlusskriterien</i> .....	21
5.2.2	<i>Rekrutierung der Studienteilnehmer</i> .....	22
5.2.3	<i>Datenschutz</i> .....	22
5.3	STUDIENABLAUF .....	23
5.4	UNTERSUCHUNG MITTELS POLYSOMNOGRAPHIE .....	26
5.4.1	<i>Durchführung der Polysomnographie</i> .....	26
5.4.2	<i>Auswertung der Polysomnographie</i> .....	30

5.5	ÜBERWACHUNG MIT DREIDIMENSIONALEM VIDEOBILD (MICROSOFT KINECT V2) .....	32
5.5.1	<i>Messaufbau und Funktionsweise</i> .....	32
5.5.2	<i>Softwareentwicklung und Datenverarbeitung</i> .....	34
5.5.3	<i>Schlafdetektion</i> .....	36
5.5.4	<i>Signalextraktion</i> .....	37
5.6	STATISTISCHE AUSWERTUNG.....	43
<b>6</b>	<b>ERGEBNISSE</b> .....	<b>44</b>
6.1	CHARAKTERISTIK DER STUDIENTEILNEHMER .....	44
6.2	TECHNISCHE AUSWERTUNG .....	45
6.3	VERGLEICH VON POLYSOMNOGRAPHIE UND KINECT .....	46
6.3.1	<i>Unterscheidung von Schlaf und Wachzustand</i> .....	46
6.3.2	<i>Detektion von Apnoen bzw. Hypopnoen</i> .....	47
6.3.3	<i>Detektion von Beinbewegungen</i> .....	56
6.3.4	<i>Erkennung von Patienten mit Schlafstörungen</i> .....	61
6.4	EVALUATION DER METHODEN.....	67
<b>7</b>	<b>DISKUSSION</b> .....	<b>69</b>
7.1	ZUSAMMENFASSUNG UND INTERPRETATION DER ERGEBNISSE .....	69
7.2	LIMITATIONEN DER STUDIE .....	71
7.3	VERGLEICH DER ERGEBNISSE MIT DEN RESULTATEN VON ANDEREN STUDIEN .....	72
7.4	AUSBLICK .....	74
<b>8</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS</b> .....	<b>76</b>
<b>9</b>	<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS</b> .....	<b>82</b>
<b>10</b>	<b>TABELLENVERZEICHNIS</b> .....	<b>84</b>
<b>11</b>	<b>EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG</b> .....	<b>85</b>
<b>12</b>	<b>ANTEILSERKLÄRUNG</b> .....	<b>86</b>
<b>13</b>	<b>LEBENS LAUF</b> .....	<b>88</b>
<b>14</b>	<b>VERÖFFENTLICHUNG</b> .....	<b>90</b>
<b>15</b>	<b>DANKSAGUNG</b> .....	<b>91</b>
<b>16</b>	<b>ANHANG</b> .....	<b>92</b>

# 1 Zusammenfassung

## Einleitung:

Die kardiorespiratorische Polysomnographie (PSG) stellt das Standarduntersuchungsverfahren zur Diagnostik schlafmedizinischer Erkrankungen dar. Hierbei handelt es sich um ein zeit- und kostenaufwendiges Verfahren, welches wegen der ungewohnten Schlafumgebung und der am Körper angebrachten Sensoren vom Patienten als belastend empfunden werden kann. Alternative Messverfahren, die eine kontaktlose Überwachung des Schlafes ermöglichen, gewinnen daher zunehmend an Relevanz. Hierzu gehören auch kamerabasierte Systeme wie die Kinect von Microsoft, welche eine dreidimensionale Erfassung von Bewegungen ermöglicht. In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, inwiefern mit der Kinect anhand von Bewegungsmustern Apnoen und Hypopnoen sowie periodische Beinbewegungen erkannt werden können. Ein weiteres Ziel war es, festzustellen, ob mittels Bewegungsanalyse eine Unterscheidung zwischen Schlaf und Wachzustand möglich ist.

## Methoden:

Für die kontrollierte Pilotstudie wurde jeder Studienteilnehmer für eine Nacht im Schlaflabor mittels Kinect (Version 2 vom Hersteller Microsoft) und PSG untersucht. Zur Aufnahme der Kameradaten wurde unter Verwendung des von Microsoft bereitgestellten Software Development Kits für die Kinect Version 2 eine Aufnahmesoftware in der Programmiersprache C# entwickelt. Es wurden Daten von insgesamt 59 Studienteilnehmern im Alter zwischen 18 und 70 Jahren analysiert (21 Patienten mit obstruktiver Schlafapnoe [OSA], 19 Patienten mit Restless-Legs-Syndrom [RLS] und 19 gesunde Probanden). Es wurde sowohl für die Apnoen und Hypopnoen als auch für die periodischen Beinbewegungen ein Index ermittelt, welcher sich bei der PSG auf die Schlafzeit und bei der Kinect auf die Aufnahmezeit bezog.

## Ergebnisse:

Die Detektion von Apnoen und Hypopnoen gelang mit dem Kinect-System mit guter Messgenauigkeit. Insbesondere in der Subgruppe der OSA-Patienten war die Korrelation der Indices von Kinect und PSG stark und hoch signifikant ausgeprägt ( $r = 0,823$ ,  $p < 0,001$ ). Bei der Erkennung von Patienten mit OSA wies das Kinect-System eine Sensitivität von 90 % bei einer Spezifität von 71,4 % auf. Ebenso zeigte sich für das Kinect-System eine gute Messgenauigkeit bei der Erfassung von periodischen Beinbewegungen. In der Subgruppe der RLS-Patienten ergaben die Indices von Kinect und PSG einen deutlichen und signifikanten Zusammenhang ( $r =$

0,654,  $p = 0,004$ ). Die Unterscheidung von Wachzustand und Schlaf mittels Kinect ist in der Studie zur vorliegenden Arbeit nicht zuverlässig gelungen.

#### Diskussion:

Das Kinect-System detektierte die OSA mit einer Sensitivität, die mit der respiratorischen Polygraphie vergleichbar ist. Künftige Studien könnten die Einsatzmöglichkeit des Kinect-Systems als eine dem Schlaflabor vorgeschaltete Diagnostikmethode zur Diagnostik der OSA im häuslichen Umfeld untersuchen.

## 2 Abstract

### Introduction:

Polysomnography is the standard diagnostic procedure for the diagnosis of sleep disorders. This procedure is time-consuming and expensive and can be perceived as stressful by the patient due to the unfamiliar sleep environment and the sensors attached to the body. Alternative measuring methods that enable contactless monitoring of sleep are therefore becoming increasingly relevant. This includes camera-based systems such as the Kinect from Microsoft, which enables a three-dimensional capture of movements. Aim of the present study was to investigate if the Kinect is able to detect apneas and hypopnoeas as well as periodic leg movements on the basis of movement patterns. Another goal was to determine whether movement analysis allows a distinction between sleep and wakefulness.

### Methods:

For the controlled pilot study, each study participant was examined for one night in the sleep laboratory using Kinect (version 2 from the manufacturer Microsoft) and polysomnography. To capture the camera data, recording software based on the programming language C# was developed using the software development kit provided by Microsoft for the Kinect version 2. Data from a total of 59 study participants between the ages of 18 and 70 years were analyzed (21 patients with obstructive sleep apnea [OSA], 19 patients with restless legs syndrome [RLS] and 19 healthy volunteers). For each measurement system, an index was found for apneas and hypopneas, as well as for periodic leg movements. The index for the polysomnography referred to sleep time and the index for the Kinect referred to recording time.

### Results:

The detection of apneas and hypopneas was achieved with the Kinect system with good accuracy. Especially in the subgroup of OSA patients the correlation of the indices of Kinect and polysomnography was strong and highly significant ( $r = 0.823$ ,  $p < 0.001$ ). In the detection of OSA patients, the Kinect system had a sensitivity of 90 % with a specificity of 71.4 %. Likewise, the Kinect system showed a good accuracy in the detection of periodic leg movements. In the subgroup of RLS patients, the indices of Kinect and polysomnography showed a clear and significant association ( $r = 0.654$ ,  $p = 0.004$ ). The distinction between wakefulness and sleep by Kinect was not successful in this study.

### Discussion:

The Kinect system detected OSA with a sensitivity comparable to respiratory polygraphy. Future studies could investigate the feasibility of using the Kinect system as a diagnostic tool for diagnosing OSA in the home environment before admission to a sleep laboratory.

### 3 Abkürzungsverzeichnis

AASM	American Academy of Sleep Medicine
AHI	Apnoe-Hypopnoe-Index
BMI	Body-Mass-Index
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure
EEG	Elektroenzephalographie/-gramm
EKG	Elektrokardiographie/-gramm
EMG	Elektromyographie/-gramm
EOG	Elektrookulographie/-gramm
HC	Healthy Control
ICSD-3	International Classification of Sleep Disorders Third Edition
Kinect V2	Kinect Version 2
L-Dopa	Levodopa
LM	Limb Movement
NaN	Not a Number
NCRC	NeuroCure Clinical Research Center
NREM	Non-REM
OSA	Obstruktive Schlafapnoe
OSAS	Obstruktives Schlafapnoesyndrom
p	Signifikanzniveau
PLM	Periodic Limb Movement
PLMD	Periodic Limb Movement Disorder
PLMS	Periodic Limb Movements in Sleep
PSG	Polysomnographie
r	Korrelationskoeffizient nach Pearson
REM	Rapid Eye Movement
RERA	Respiratory Effort Related Arousal
RGB-Kamera	Rot-Grün-Blau-Kamera
RLS	Restless-Legs-Syndrom
ROC	Receiver Operating Characteristic

## **4 Einleitung**

Der deutsche Philosoph Arthur Schopenhauer (1788-1860) hatte einst festgestellt: „Besonders aber gebe man dem Gehirn das zu seiner Reflexion nötige, volle Maß des Schlafes; denn der Schlaf ist für den ganzen Menschen, was das Aufziehen für die Uhr“ (1). Schopenhauer beschreibt hier bildhaft die Bedeutung des Schlafes für den menschlichen Körper als Regenerationszeit. Der Schlaf stellt darüber hinaus einen aktiven Verarbeitungsprozess dar: Im Rahmen der Gedächtniskonsolidierung werden die Ereignisse und Eindrücke des Tages in das Langzeitgedächtnis überführt (2,3). Er ermöglicht außerdem den physiologischen Ablauf von Stoffwechselprozessen und ist an der Regulation des Immunsystems beteiligt. Wie wichtig der Schlaf für den Menschen ist, kann anhand der ausgeprägten Symptome eines Schlafmangels oder Schlafentzugs deutlich gemacht werden. Bereits wenige Tage Schlafentzug führen zu Konzentrations- und Gedächtnisstörungen, einer gereizten oder gar depressiven Stimmungslage und herabgesetzter Leistungsfähigkeit (4–6). Bei längerer Schlafdeprivation erhöht sich die Infektanfälligkeit und das Risiko für metabolische Erkrankungen wie Bluthochdruck, Diabetes mellitus oder Adipositas steigt an (7–9). In Deutschland berichten etwa 25 % der Bevölkerung über Schlafstörungen und deren Folgen (10). Zwei der Krankheitsbilder, welche sehr häufig zu Schlafstörungen führen und in der vorliegenden Arbeit untersucht wurden, sollen im Folgenden dargestellt werden.

### **4.1 Restless-Legs-Syndrom (RLS)**

#### **4.1.1 Definition**

Das Restless-Legs-Syndrom wird auch als Syndrom der ruhelosen Beine oder Willis-Ekbom-Syndrom bezeichnet und gehört zu den schlafbezogenen Bewegungsstörungen (11). Gekennzeichnet ist das RLS durch einen erhöhten Bewegungsdrang der Extremitäten, vor allem der Beine, der in Ruhesituationen auftritt bzw. sich verstärkt, insbesondere in den Abendstunden sowie in der Nacht in Erscheinung tritt und sich bei Bewegung bessert. Charakteristisch ist, dass RLS-Patienten aufstehen und einige Meter gehen oder die Lage verändern, um die Beschwerden zu lindern. Begleitend treten häufig unangenehme Missempfindungen in den betroffenen Extremitäten auf (12–15). Schlafstörungen und nicht-erholsamer Schlaf können die Folge sein und zu einer Beeinträchtigung der Lebensqualität führen (16,17).

### **4.1.2 Epidemiologie**

Die Prävalenz des RLS liegt in der europäischen und nordamerikanischen Bevölkerung zwischen 6 und 12 %, wobei Frauen etwa doppelt so häufig betroffen sind wie Männer (18). Prinzipiell ist eine Manifestation der Erkrankung in jedem Alter möglich, allerdings zeigt sich ein deutlicher Anstieg der Prävalenz mit dem Lebensalter bei einem Erkrankungsgipfel um das 65. Lebensjahr (19).

### **4.1.3 Pathophysiologie**

Die Pathophysiologie des RLS ist noch nicht vollständig verstanden. Die positiven therapeutischen Effekte von Levodopa (L-Dopa) und Dopaminagonisten auf die Symptome des RLS legen eine Funktionsstörung im dopaminergen System nahe (13). Im Gehirn von RLS-Patienten konnte sowohl eine Verminderung von Dopaminrezeptoren als auch ein Mangel an Eisen, welches einen wichtigen Faktor für die Dopaminproduktion darstellt, nachgewiesen werden (20–22).

Das RLS kann entsprechend der Ätiologie unterteilt werden in eine primäre bzw. idiopathische Form und eine sekundäre bzw. symptomatische Form. Beim idiopathischen RLS liegt in mehr als 50 % der Fälle eine positive Familienanamnese vor (13). In einer genomweiten Assoziationsstudie konnten Gene identifiziert werden, die mit dem Auftreten des RLS im kausalen Zusammenhang stehen: MEIS1, BTBD9, MAP2K5/LBXCOR1 und PTPRD (23–25). Die sekundäre Form des RLS kann durch verschiedene Grunderkrankungen wie Eisenmangelanämie, Niereninsuffizienz oder Polyneuropathie hervorgerufen werden. Auch eine Schwangerschaft kann manchmal die Ursache für ein RLS sein, wobei die Beschwerden nach Entbindung in der Regel wieder rückläufig sind (26). Medikamente wie Neuroleptika, Antidepressiva oder Metoclopramid, die eine dopaminantagonistische Wirkung haben, kommen ebenfalls als Auslöser in Betracht (11).

### **4.1.4 Klinische Symptomatik**

Die „International Restless Legs Syndrome Study Group“ hat sogenannte Minimalkriterien aufgestellt, die zur Diagnosestellung vorhanden sein müssen. Dazu gehört ein erhöhter Bewegungsdrang der Beine, seltener auch der Arme, meist in Verbindung mit Parästhesien wie z. B. Kribbeln oder Ziehen sowie Reißen bis hin zu Schmerzen in den betroffenen Extremitäten. Weiterhin müssen die Beschwerden in Ruhe auftreten bzw. sich verstärken und sich bei Bewegung bessern. Ein weiteres Kriterium ist, dass die stärkste Ausprägung der Beschwerden in die Abend- und Nachtzeit fällt (11).

Zusätzlich zu den oben genannten Symptomen treten häufig periodische Beinbewegungen auf, sogenannte Periodic Limb Movements in Sleep (PLMS), die von Patienten zumeist als unwillkürliche Zuckungen beschrieben werden. Eine mögliche Folge des RLS sind Ein- und Durchschlafstörungen mit vermehrter Tagesmüdigkeit und -schläfrigkeit (13). Der Verlauf der Erkrankung ist in der Regel chronisch progredient, wobei sich insbesondere sekundäre Formen des RLS nach Wegfall des Auslösers oder Therapie der Grunderkrankung zurückbilden können (11).

#### **4.1.5 Diagnostik**

Die Diagnose wird primär anhand der klinischen Symptomatik gestellt, die der Patient im diagnostischen Interview beschreibt. Zur Einschätzung des Schweregrades und der individuellen Auswirkungen wurden spezielle Fragebögen entwickelt, u. a. die International RLS Severity Scale (IRLS) (27). Die neurologische Untersuchung zeigt beim idiopathischen RLS meist einen unauffälligen Befund und sollte zur Abklärung von symptomatischen Ursachen oder möglichen Nebendiagnosen erfolgen (13). Darüber hinaus kann ein L-Dopa-Test durchgeführt werden, welcher als positiv gewertet wird, wenn sich die Symptome nach probatorischer Gabe von 100 mg L-Dopa deutlich bessern. Zur Objektivierung der PLMS kann eine Untersuchung im Schlaflabor mittels kardiorespiratorischer Polysomnographie durchgeführt werden, insbesondere bei mehreren komorbiden Nebenerkrankungen, welche die Diagnosestellung anhand des klinischen Interviews erschweren. Hier zeigt sich häufig zusätzlich zu den periodischen Beinbewegungen im Schlaf ein fragmentiertes Schlafprofil mit vermehrten Weckreaktionen und einer Verschiebung der prozentualen Verteilung der Schlafstadien. Die Polysomnographie kommt vor allem dann zum Einsatz, wenn sich die klinischen Beschwerden des Patienten atypisch präsentieren oder der Patient auf die gebotene Therapie unzureichend anspricht. Außerdem ermöglicht sie eine Abgrenzung zu anderen schlafmedizinischen Erkrankungen (11,12). Eine Bestimmung des Ferritinwertes im Serum sollte bei allen Patienten erfolgen, nicht nur da das RLS der einzige Anhaltspunkt für einen Eisenmangel sein kann, sondern auch da eine Eisensubstitution bei erniedrigtem Ferritinspiegel mit Anheben des Ferritinwertes auf Werte über 75 µg/l die RLS-Symptomatik verbessern kann (28).

Bei allen RLS-Patienten sollten auch das Blutbild, die Retentionsparameter und die Kreatinin-Clearance bestimmt werden, um ein sekundäres RLS zu erfassen. Eine Elektroneurographie und -myelographie können bei Verdacht auf eine Polyneuropathie zum Einsatz kommen (13,29).

#### **4.1.6 Therapie**

Dopaminagonisten (Pramipexol, Ropinirol oder Rotigotin) stellen nach der Eisengabe im Falle erniedrigter oder niedrig-normaler Ferritinspiegel die pharmakologische Therapie der Wahl dar (30). Unter dieser Therapie kann es allerdings zu einer Augmentation der RLS-Beschwerden kommen. Hierunter sind eine Verschlechterung der Symptomatik im Sinne einer Ausbreitung auf andere Körperregionen, ein tageszeitlich früheres Einsetzen, eine Intensitätssteigerung und/oder ein schnelleres Einsetzen der Beschwerden in Ruhe zu verstehen. Die europäische RLS-Arbeitsgruppe hat vor kurzem einen detaillierten Algorithmus zur Behandlung der Augmentation veröffentlicht (11,28,31).

Eine Alternative bei unzureichendem Ansprechen auf Dopaminergika oder bei Augmentation stellen Opioide oder der Off-Label-Einsatz von Alpha-2-Delta-Liganden wie Pregabalin oder Gabapentin dar (13,29,31).

Bei einem sekundären RLS sollten, wenn möglich, zunächst die Auslöser beseitigt bzw. die ursächliche Grunderkrankung behandelt werden. Medikamente, die ein RLS auslösen oder verstärken können, sollten abgesetzt oder zumindest in ihrer Dosis reduziert werden (13). Im Falle einer Schwangerschaft sollte eine Pharmakotherapie weitestgehend vermieden werden, häufig genügt eine Substitution von Eisen und Folsäure, um die Beschwerden zu lindern (26).

## **4.2 Obstruktive Schlafapnoe (OSA)**

### **4.2.1 Definition**

Die obstruktive Schlafapnoe gehört zu den schlafbezogenen Atmungsstörungen. Während des Schlafes kommt es zu einer Einengung des Pharynx mit Behinderung des Atemflusses (16). Für die Diagnose müssen entweder mindestens 15 sogenannte respiratorische Ereignisse (Englisch: „Events“) pro Stunde Schlaf vorliegen oder mindestens 5 respiratorische Events pro Stunde Schlaf in Verbindung mit einer typischen klinischen Symptomatik. Bei den respiratorischen Events handelt es sich um Apnoen, Hypopnoen oder atmungsbezogene Arousals (Respiratory Effort Related Arousals [RERAs]) (12). Wenn bei einem OSA-Patienten zusätzlich auch die typischen Symptome auftreten wie Schnarchen, Tagesmüdigkeit und Leistungsabfall, wird dies unter dem Terminus des obstruktiven Schlafapnoesyndroms (OSAS) zusammengefasst (32).

### **4.2.2 Epidemiologie**

Etwa 2 bis 7 % der Bevölkerung weisen eine OSA auf, die mit einer Tagesschläfrigkeit assoziiert ist. Es ist anzunehmen, dass weitaus mehr Menschen die diagnostischen Kriterien einer OSA

erfüllen, jedoch aufgrund mangelnder Beschwerden keinen Arzt aufsuchen und deswegen die Diagnose häufig nicht gestellt wird (12,33). Männer sind von der Erkrankung etwa doppelt so häufig betroffen wie Frauen. Die Prävalenz nimmt mit dem Lebensalter zu, der Höhepunkt liegt um das 65. Lebensjahr (34).

### **4.2.3 Pathophysiologie**

Während des Schlafes erschlafft physiologisch bedingt die Muskulatur des menschlichen Körpers, dabei kommt es auch zur Entspannung der pharyngealen Muskulatur. Dieser Prozess ist je nach Schlafstadium stärker oder geringer ausgeprägt (16). Bei Patienten mit OSA verengen sich die oberen Atemwege dabei derart, dass trotz vermehrter Atemanstrengung nur ein stark verringerter oder kein Atemfluss besteht und daher über die Lungen nicht genug Sauerstoff aufgenommen sowie Kohlendioxid abgegeben werden kann (12,16). Der daraus resultierende Anstieg des arteriellen Kohlendioxidpartialdrucks führt über eine Stimulation der Chemorezeptoren im Gehirn zur Einleitung einer Weckreaktion, um eine Anspannung der Muskulatur und somit eine Erweiterung der oberen Atemwege zu bewirken (35,36). Weckreaktionen, welche nicht zum vollständigen Erwachen führen und nur wenige Sekunden dauern mit anschließendem erneutem Übergang wieder in den Schlaf, werden auch Arousal genannt. Sie werden vom Patienten häufig nicht bewusst wahrgenommen (37).

Es gibt einige Faktoren, die für die Ausbildung einer OSA prädisponierend sind. Hierzu gehören neben Alter und Geschlecht anatomische Variationen oder Pathologien im Bereich der oberen Atemwege wie Mikrognathie, Nasenseptumdeviation, Makroglossie oder eine Hyperplasie der Tonsillen (38–41). Des Weiteren ist eine Adipositas ein bedeutender Risikofaktor für die Entstehung einer OSA, da sie mit Fetteinlagerung im weichen Gaumen und parapharyngealen Weichteilgewebe einhergehen kann und somit zu einer Einengung der oberen Atemwege führt. Außerdem limitiert insbesondere Bauchfett das inspiratorische Lungenvolumen (42). Als weitere prädisponierende Faktoren sind Rauchen, Alkoholkonsum und Schwangerschaft sowie einige Grunderkrankungen wie Hypothyreose, Akromegalie, Rheuma oder polyzystisches Ovarsyndrom zu nennen (11,43). In 35 bis 40 % der Fälle kann die OSA genetischen Faktoren zugeschrieben werden (34).

### **4.2.4 Klassifikation**

Die Grundlage für die Schweregradeinteilung der OSA bildet der sogenannte Apnoe-Hypopnoe-Index (AHI). Er errechnet sich aus der Anzahl der Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf (11,43). Apnoen sind definiert als Atempausen mit Sistieren des Atemflusses  $\geq 10$  Sekunden. Besteht gleichzeitig eine Atemanstrengung, werden sie als obstruktiv klassifiziert. Sofern keine

Atemanstrengung besteht werden sie als zentral klassifiziert, bei verminderter Atemanstrengung als gemischt. Als Hypopnoen werden Reduktionen des Atemflusses um  $\geq 50\%$  für  $\geq 10$  Sekunden in Kombination mit einem Sauerstoffsättigungsabfall  $\geq 3\%$  oder einem Arousal bezeichnet. Eine alternative Definition für Hypopnoen ist eine Reduktion des Atemflusses um  $\geq 30\%$  für  $\geq 10$  Sekunden in Kombination mit einem Sauerstoffsättigungsabfall  $\geq 4\%$  (44). Folgende Schweregrade der OSA werden unterschieden (45):

- 1) Leichtgradig: AHI von 5 bis  $< 15/h$
- 2) Mittelgradig: AHI von 15 bis  $30/h$
- 3) Schwergradig: AHI  $> 30/h$

#### **4.2.5 Klinische Symptomatik**

Typisches Symptom einer obstruktiven Schlafapnoe ist eine Tagesschläfrigkeit, die mit Einschlafattacken und einer verringerten Leistungsfähigkeit einhergehen kann. Seltener berichten die Patienten, dass sie nach Luft schnappend oder mit einem Erstickungsgefühl plötzlich aus dem nächtlichen Schlaf erwachen. Fremdanamnestisch wird häufig von lautem Schnarchen mit Atemaussetzern berichtet (11,12,32,43). Als weitere, weniger spezifische Symptome können Depressivität, erektile Dysfunktion, Konzentrations- und Gedächtnisstörungen, nächtliches Schwitzen, Nykturie und Kopfschmerzen sowie nicht erholsamer Schlaf hinzutreten (39).

Eine länger bestehende OSA kann kardiovaskuläre Folgeerkrankungen nach sich ziehen. Durch die nächtlichen Hypoxien kommt es über eine Aktivierung des sympathischen Nervensystems zur Erhöhung von Blutdruck und Herzfrequenz. Außerdem führt die verringerte arterielle Sauerstoffsättigung zu einer Freisetzung von vasoaktiven Substanzen und Entzündungsmediatoren (11,12,35,43). Diese und weitere Mechanismen tragen zur Entstehung von arterieller Hypertonie, Atherosklerose, Herzrhythmusstörungen, Herzinfarkten und Schlaganfällen bei, weswegen einer rechtzeitigen Erkennung und Behandlung einer Schlafapnoe eine erhebliche Bedeutung zukommt (16,46).

#### **4.2.6 Diagnostik**

Zunächst sollten in der Anamnese Symptome abgefragt und der Schweregrad der Erkrankung eingeschätzt werden. Hierfür sind spezielle Fragebögen und Beurteilungsskalen, u. a. die Epworth-Schläfrigkeitsskala verfügbar (11,43). Im Anschluss an eine allgemeine klinische Untersuchung sollte die Erhebung des Body-Mass-Indexes (BMI) und kardiovaskulärer Parameter wie Blutdruck, Puls und ggf. Elektrokardiographie (EKG) erfolgen. Eine HNO-ärztliche Untersuchung der oberen Atemwege ermöglicht die Feststellung anatomischer

Variationen und Pathologien (39). Sprechen Anamnese und die Befunde der klinischen Untersuchung für das Vorliegen einer schlafbezogenen Atmungsstörung, soll - nach der Richtlinie zu Untersuchungs- und Behandlungsmethoden der vertragsärztlichen Versorgung des Gemeinsamen Bundesausschusses (früher BUB-Richtlinie) - eine Polygraphie zur weiteren differentialdiagnostischen Abklärung erfolgen (47). Mit dieser ambulanten Messmethode können das EKG, die Atmung sowie die Sauerstoffsättigung und die Körperlage registriert werden (11,16,43). Kann anhand der Polygraphie eine obstruktive Schlafapnoe diagnostiziert werden, soll der behandelnde Arzt laut BUB-Richtlinie anhand des Befundes darüber entscheiden, ob direkt eine Behandlung mit einer Überdrucktherapie eingeleitet werden soll oder ob zunächst eine polysomnographische Diagnostik zur Bestätigung der Diagnose und des Schweregrades erfolgen soll. Üblicherweise erfolgt somit - sofern die Polygraphie Hinweise für eine obstruktive Schlafapnoe gezeigt hat - im Anschluss an die Polygraphie eine Einweisung in ein Schlaflabor. Da die Polygraphie Hypopnoen, welche mit Arousals einhergehen, methodisch bedingt nicht erfassen kann, da bei der Polygraphie kein Elektroenzephalogramm (EEG) abgeleitet wird, liegt der AHI in der Polygraphie meist etwas unter dem AHI der durch eine nachfolgende polysomnographische Diagnostik ermittelt wird. Bei dringendem klinischem Verdacht auf eine obstruktive Schlafapnoe ist daher auch eine Einweisung im Falle von weniger als 5 respiratorischen Events pro Stunde Schlaf gerechtfertigt. Klassische Polysomnographie-Befunde bei der OSA sind neben Apnoen und Hypopnoen eine Fragmentierung des Schlafs durch häufige Weckreaktionen bzw. Arousals, vermehrtes Vorkommen des leichten Schlafs auf Kosten der anderen Schlafstadien, eine Reduktion der Schlafeffizienz sowie Sauerstoffentsättigungen. (12,39,48).

#### **4.2.7 Therapie**

Zunächst sollte der Patient über Verhaltensmaßnahmen aufgeklärt werden, mit denen er selbst einen entscheidenden Beitrag für seinen Therapieerfolg leisten kann. Dazu gehören eine Gewichtsreduktion bei Übergewichtigen, die Vermeidung von sedierenden Substanzen wie Alkohol oder Schlafmitteln und die Einhaltung der Regeln für Schlafhygiene (39,49). Therapie der Wahl insbesondere bei der OSA vom mittleren oder hohen Schweregrad ist die nächtliche Überdruckbeatmungstherapie (Continuous Positive Airway Pressure [CPAP]), welche ein Kollabieren der oberen Atemwege verhindert und somit den Atemfluss aufrechterhält. Diese Art der Therapie hat sich als sehr effektiv erwiesen (39,50,51).

Die Unterkieferprotrusionsschiene stellt eine Alternative zur CPAP-Therapie dar. Durch Vorschub des Unterkiefers wird das Zurückfallen der Zunge während des Schlafes verhindert

und somit der Oropharyngealraum erweitert (52). Daneben kommen ggf. operative Verfahren in Frage wie Nasenseptumplastik, Tonsillektomie, Uvulopalatopharyngoplastik oder eine Zungengrundresektion, um anatomisch bedingte Engstellen der Atemwege zu beseitigen. Hierzu zählt ebenso die in der Literatur beschriebene Umstellungsosteotomie des Kiefers (21,27). Ein neues Verfahren ist die elektrische Stimulation des Nervus hypoglossus, die über eine Kontraktion von Zungen- und Mundbodenmuskulatur einen ungehinderten Atemfluss ermöglicht (53).

### **4.3 Diagnostik von Schlafstörungen mittels Polysomnographie**

Die kardiorespiratorische Polysomnographie, kurz Polysomnographie (PSG), stellt das Standardverfahren für die schlafmedizinische Diagnostik im Schlaflabor dar und wird daher in der vorliegenden Arbeit als Referenzmethode herangezogen. Mit Hilfe verschiedener Sensoren werden Biosignale des Körpers erfasst, die Aussagen zur Qualität und Quantität des Schlafes sowie zu Schlafstörungen ermöglichen. Genauere Angaben zu den einzelnen Komponenten der Polysomnographie finden sich im Methodenteil dieser Arbeit. Die Durchführung und Auswertung der Messung erfolgt von schlafmedizinisch geschultem Personal. Als Richtlinie zur Klassifikation dient das Manual der American Academy of Sleep Medicine (AASM) (11,44).

Regelhaft findet die PSG Einsatz zur Diagnostik von schlafbezogenen Atmungsstörungen sowie zur Einstellung und Evaluation der CPAP-Therapie. Außerdem wird sie verwendet zur genaueren Untersuchung von Parasomnien, Insomnien, Hypersomnien und neuromuskulären Erkrankungen. Ferner kann die PSG bei der Diagnostik weiterer schlafmedizinischer Erkrankungen nützlich sein, insbesondere bei atypischen Verläufen und Therapieresistenz. Dies sind z. B. schlafbezogene Bewegungsstörungen (u. a. Restless-Legs-Syndrom) oder zirkadiane Schlaf-Wach-Rhythmusstörungen. Nicht zuletzt können Tagesmessungen, zum Beispiel in Form des Multiplen Schlaflatenztests oder des Multiplen Wachbleibetests, welche beide bei Verdacht auf Narkolepsie angewendet werden, mittels PSG-Signalen durchgeführt werden (54–56).

Allerdings ist die PSG ein zeit- und kostenaufwändiges Verfahren. Es setzt die Einweisung in ein Schlaflabor voraus, was für den Patienten unter Umständen eine größere organisatorische Belastung bedeutet. Überdies führen die ungewohnte Schlafumgebung und die am Körper angebrachten Sensoren zur Störung des Schlafs in der ersten Untersuchungsnacht, was auch als First-Night-Effekt bezeichnet wird. Für eine aussagekräftige Diagnostik, um ein den Schlaf des Patienten widerspiegelndes, repräsentatives Schlafprofil zu erhalten, sind daher in der Regel zwei aufeinanderfolgende Nächte zur Messung von Nöten (16,57).

#### **4.4 Innovative, neue kontaktlose Messverfahren in der Schlafmedizin**

Neue technologische Entwicklungen in den Bereichen der Unterhaltungsindustrie sowie der Medizintechnik haben kontaktlose Messverfahren zur Untersuchung des Schlafs in den Fokus des Interesses gerückt, welche im Idealfall den Nachtschlaf nicht beeinträchtigen, eine Vernachlässigbarkeit des First-Night-Effekts aufweisen und eine einfache und ressourcenschonende Durchführung sowie eine beliebige Wiederholbarkeit ermöglichen.

Für Smartphones gibt es bereits verschiedene Anwendungssoftwares, die es dem Patienten ermöglichen sollen, seinen eigenen Schlaf zu überwachen. Hierbei wird das Telefon zum Beispiel auf die Matratze des Patienten gelegt und mittels Sensoren werden Bewegungen detektiert. Anschließend werden anhand des Bewegungsprofils Aussagen zu Schlafeffizienz, -dauer und -stadien getroffen. Andere Programme verwenden das im Mobiltelefon integrierte Mikrofon, um Bruxismus, Schnarchen oder andere Geräusche im Schlaf aufzunehmen (58–61). Derzeit sind die Aussagekraft dieser neueren Technologien und der Nutzen für die Schlafmediziner noch nicht erwiesen.

Spezielle Matratzen und Bettbezüge, die mit Sensoren ausgestattet sind, bieten die Möglichkeit zur Detektion von Atmung, Herzfrequenz und Bewegung. Anhand der gesammelten Daten können dann Rückschlüsse auf die Qualität des Schlafes gezogen und Hinweise für Schlafstörungen gesammelt werden (58,62,63). Diese neuen Technologien haben bislang noch keinen Eingang in die klinische Versorgung im Bereich der Schlafmedizin gefunden.

Mit Geräten, die leistungsarme Radio- oder Mikrowellen aussenden, können Thorax- und Abdomenbewegungen erfasst und Patienten auf respiratorische Störungen untersucht werden. Ihre Funktionsweise ähnelt einem Radarsystem, bei dem durch die Reflexion von Radarwellen an einem Objekt die genaue Position dieses Objektes ermittelt werden kann (64,65).

Alternative Entwicklungen beruhen auf verschiedenen kamerabasierten Systemen zur kontaktlosen Erfassung von Bewegungen und Temperaturunterschieden, aus deren Analyse auf Schlafstadien, Vitalparameter und Ereignisse im Schlaf geschlossen werden soll:

Studien zur Thermografie zeigen, wie durch Wahrnehmung von Temperaturänderungen an der Körperoberfläche Atem- und Herzfrequenz sowie Blutperfusion beurteilt werden können. In der Medizin kann dieses Verfahren zur Detektion von Apnoen und Hypopnoen in der Diagnostik der obstruktiven Schlafapnoe und auch zur Verhinderung des plötzlichen Kindstods bei Säuglingen eingesetzt werden (66,67).

Die Arbeitsgruppe von Wang et al. hat eine Methode entwickelt, bei der mit Hilfe von zwei Infrarotkameras Störungen der Atmung registriert werden können. Die Untersuchung von Patienten mit OSA lieferte hohe Erkennungsraten von Apnoen und Körperbewegungen (68).

Daneben kommen 3D-Kamerasysteme zur Anwendung, die Infrarotlicht aussenden, welches von der Umgebung reflektiert und dann von Sensoren der Kamera wiederempfangen wird. Durch die Zeitdauer vom Aussenden des Signals bis zum Wiedereingang können Distanzen berechnet werden. Dies ermöglicht die Generierung eines dreidimensionalen Tiefenbildes und die Registrierung von räumlichen Bewegungen eines Körpers. In einer Studie von Martinez et al. mit dem Ziel der Verhinderung von Unfällen von Senioren durch Stürze aus dem Bett wurde eine 3D-Kamera beispielsweise zur Identifizierung von Schlafposition und unruhigem Verhalten verwendet. Versuchspersonen bekamen Verhaltensinstruktionen, die mit der Kamera aufgenommen und mittels eines passenden Bilderkennungsalgorithmus identifiziert wurden (69).

Die Kinect von Microsoft ist eine solche 3D-Kamera, die ursprünglich für die Videospiegelindustrie entwickelt wurde, zunehmend aber auch für Forschungszwecke in der Medizin Verwendung findet. Zur Erfassung von Bewegungsstörungen bei neurologischen Erkrankungen fand sie bereits Anwendung in einer Studie von Otte et al.. Dazu erhielten Probanden Anweisungen, bestimmte Bewegungen auszuführen, welche mit der Kinect aufgenommen wurden. Nach Verarbeitung und Analyse der Daten zeigte sich eine moderate bis sehr gute Genauigkeit in der Detektion von Bewegungen und ausgewählten klinischen Parametern (70). Bei Procházka et al. sowie Krüger et al. wurde die Kinect zur Erkennung von Schlaf in Abgrenzung zum Wachzustand genutzt. Die Algorithmen zur Unterscheidung zwischen wachen und schlafenden Menschen basierten bei Procházka et al. nur auf den Atembewegungen, bei Krüger et al. auf den Bewegungen des gesamten Körpers. Während bei Krüger et al. nur ein schlafgesunder Proband untersucht worden ist, wurden für die Messungen von Procházka et al. ein schlafgesunder Proband und drei Patienten mit RLS und/oder Schlafapnoe herangezogen. Im Vergleich mit den via PSG ermittelten Schlafstadien zeigte sich in beiden Studien eine hohe Konkordanz (71,72).

Die Arbeitsgruppe von Garn et al. untersuchte 10 Patienten mit periodischen Beinbewegungen mit der Kinect. Die Auswertung der Kameraaufnahmen wurde mit den Aufzeichnungen der PSG (Elektromyographie und Videokamera) verglichen und zeigte eine hohe Übereinstimmung bei der Detektion von Beinbewegungen (73). Eine weitere Anwendungsmöglichkeit der Kinect wurde von Achilles et al. in einer Studie zur Erkennung epileptischer Anfälle im Schlaf untersucht. Typische Bewegungsabläufe und Verhaltensänderungen im Rahmen eines epileptischen Anfalls wurden von der Kamera mit hoher Sensitivität und in Echtzeit erkannt (74).

## 4.5 Ziele und Fragestellung

In der dieser Arbeit zugrunde liegenden Studie wurden Bewegungen im Schlaf von Patienten mit schlafmedizinischen Erkrankungen (obstruktive Schlafapnoe und Restless-Legs-Syndrom) sowie einer Vergleichsgruppe von Schlafgesunden mit der 3D-Kamera Kinect vom Hersteller Microsoft untersucht. Die Bewegungsanalyse mit der Kinect erfolgt nichtinvasiv und kontaktlos. Dies erlaubt Messungen, die sich nicht konkret nachweisbar auf das Schlafverhalten des Patienten auswirken. Die Kinect wurde ursprünglich als Gerät für den Endnutzer konzipiert. Sie eröffnet folglich die Möglichkeit, Schlafstörungen im häuslichen Umfeld des Patienten zu detektieren.

Primäres Ziel der Studie war es, herauszufinden, ob die Kinect im Sinne einer dem Schlaflabor vorgelagerten Untersuchung Schlafstörungen erfassen kann und dem betreuenden Schlafmediziner bei der Entscheidung, welcher Patient ins Schlaflabor einzuweisen ist, behilflich sein kann. Der Fokus lag dabei auf der Erkennung von Apnoen und Hypopnoen sowie von periodischen Beinbewegungen zur Diagnostik von schlafmedizinischen Erkrankungen (OSA und RLS). Entsprechend der Richtlinie zu Untersuchungs- und Behandlungsmethoden der vertragsärztlichen Versorgung des Gemeinsamen Bundesausschusses (früher BUB-Richtlinie) werden Patienten mit Verdacht auf OSA vor Einweisung in ein Schlaflabor im häuslichen Umfeld mittels Polygraphie untersucht (47). Das Kinect-System könnte möglicherweise eine Alternative zur Polygraphie darstellen.

Ein weiteres Ziel war es, zu untersuchen, ob anhand der Analyse der Bewegungen eine Unterscheidung zwischen Schlaf und Wachzustand, womöglich mit Zuordnung einzelner Schlafstadien, möglich ist.

Als Referenz für die Validierung der mit der Kinect untersuchten Parameter, wurde jeder Studienteilnehmer in der Nacht synchron mittels Polysomnographie und Kinect abgeleitet.

Daraus ergeben sich für die vorliegende Arbeit folgende Fragestellungen:

- 1) Ist mit dem Kinect-System eine Unterscheidung zwischen Schlaf- und Wachzustand möglich?
- 2) Können Apnoen und Hypopnoen mit dem Kinect-System erfasst werden?
- 3) Können periodische Beinbewegungen mit dem Kinect-System erfasst werden?
- 4) Können mithilfe des Kinect-Systems Schlafgesunde von Patienten mit Schlafstörungen unterschieden werden?

## **5 Methodik**

### **5.1 Ethikvotum und Registrierung der Studie**

Ein positives Votum für die Durchführung der Studie wurde von der Ethikkommission der Charité - Universitätsmedizin Berlin am 21.09.2015 erteilt. Die Studie wurde am 27.11.2015 im Deutschen Register Klinischer Studien unter dem Titel „Pilotstudie zur kontaktlosen Schlafüberwachung von Patienten mit verschiedenen schlafmedizinischen Erkrankungen mittels dreidimensionalem Videobild sowie Audiosignal („Kinect““ registriert (DRKS-ID der Studie: DRKS00009347).

### **5.2 Studienpopulation**

#### **5.2.1 Ein- und Ausschlusskriterien**

Folgende Kriterien mussten für den Einschluss eines Probanden in die Studie erfüllt sein:

- 1) Zutreffen von Kriterium a, b oder c:
  - a. Verdacht auf das Vorliegen einer OSA
  - b. Vorliegen eines RLS bzw. Verdacht auf das Vorliegen eines RLS
  - c. Gesundes Schlafverhalten bei der Kontrollgruppe
- 2) Verständnis für das Studienprotokoll
- 3) schriftliche Einwilligung in die Teilnahme an der Studie
- 4) Alter zwischen 18 und 70 Jahren

Folgende Ausschlusskriterien wurden für die Studie festgelegt:

- 1) fehlende Einwilligungsfähigkeit des Probanden
- 2) schwere Herzinsuffizienz
- 3) Heimbeatmung
- 4) schwere respiratorische Insuffizienz
- 5) akute psychiatrische Erkrankung im Sinne einer schweren Depression, Manie oder Psychose
- 6) Schwangerschaft
- 7) Body-Mass-Index (BMI) > 40
- 8) Gruppenspezifische Ausschlusskriterien:
  - a. Bei der Kontrollgruppe: Schlafstörungen
  - b. Bei der OSA-Gruppe: Kein Vorliegen einer OSA

- c. Bei der RLS-Gruppe: Kein Vorliegen eines RLS bzw. Periodic-Limb-Movement(PLM)-Index von 0/h

### **5.2.2 Rekrutierung der Studienteilnehmer**

Die Rekrutierung der Patienten erfolgte an der Charité – Universitätsmedizin Berlin in der schlafmedizinischen Ambulanz am Standort Mitte sowie im Schlaflabor am Standort Virchow-Klinikum im Zeitraum vom 23.09.2015 bis 20.11.2016.

Patienten wurden in die RLS-Gruppe der Studie eingeschlossen, wenn anhand der Anamnese die Diagnose eines RLS nach den aktuellen Kriterien der Internationalen Klassifikation der Schlafstörungen (International Classification of Sleep Disorders Third Edition, ICSD-3) gestellt wurde oder zumindest der hochgradige Verdacht auf ein RLS bestand. Im Gegensatz zum Periodic Limb Movement Disorder (PLMD) ist ein erhöhter PLM-Index kein diagnostisches Minimalkriterium für ein RLS, sondern das RLS stellt wie bereits geschildert ein klinisch zu diagnostizierendes Krankheitsbild dar. Zum Zweck der Studie und da es um die Erfassung von Beinbewegungen in der RLS-Subgruppe ging, wurden jedoch RLS-Patienten mit einem PLM-Index von 0/h aus der Studie ausgeschlossen. Um den fristgerechten Ablauf der Studie mit Erfüllung der vorgegebenen Fallzahl sicherzustellen, wurde auf die Rekrutierung von Patienten mit PLMD anstelle von RLS bewusst verzichtet, da diese am Standort der Studiendurchführung nur selten untersucht werden.

Patienten wurden in die OSA-Gruppe der Studie aufgenommen, wenn nach Anamnese und Polygraphie mit einem  $AHI \geq 5/h$  die Verdachtsdiagnose einer OSA nach den Kriterien der ICSD-3 vorlag.

Schlafgesunde Probanden wurden innerhalb desselben Rekrutierungszeitraums über mündliche Werbung für die Studie gewonnen. Die vorläufige Einschätzung als schlafgesund erfolgte durch ein diagnostisches Interview mit den Probanden.

Konnte im weiteren Verlauf der Studie die Verdachtsdiagnose eines Patienten nicht bestätigt werden (OSA oder RLS) bzw. zeigte ein vermeintlich schlafgesunder Proband in der Untersuchungsnacht ein gestörtes Schlafverhalten (Schlafeffizienz  $< 70\%$  und/oder  $AHI \geq 5/h$ ), wurde der Studienteilnehmer wieder aus der Studie ausgeschlossen mit Ausnahme eines Probanden, welcher anamnestisch als schlafgesund eingeschätzt worden war, jedoch in der PSG einen  $AHI$  von 15/h aufwies und somit in die Gruppe der OSA-Patienten aufgenommen wurde.

### **5.2.3 Datenschutz**

Gemäß den Vorgaben des Datenschutz-Beauftragten der Charité und den Empfehlungen der Ethik-Kommission wurden die erhobenen personenbezogenen Daten der Studienteilnehmer

entsprechend dem Berliner Datenschutzgesetz in elektronischer Form gespeichert und in pseudonymisierter Form verarbeitet. Die Pseudonyme setzten sich aus einer Abkürzung für die Studienbezeichnung sowie einer Nummer (zum Beispiel SK47) zusammen, sodass kein Bezug zu Geburtsdatum oder Initialen des Studienteilnehmers besteht. In einer digitalen Tabelle, zu der nur der Studienleiter sowie von ihm ermächtigte Personen Zugriff haben, wurde die Zuordnung von Namen und Pseudonymen dokumentiert.

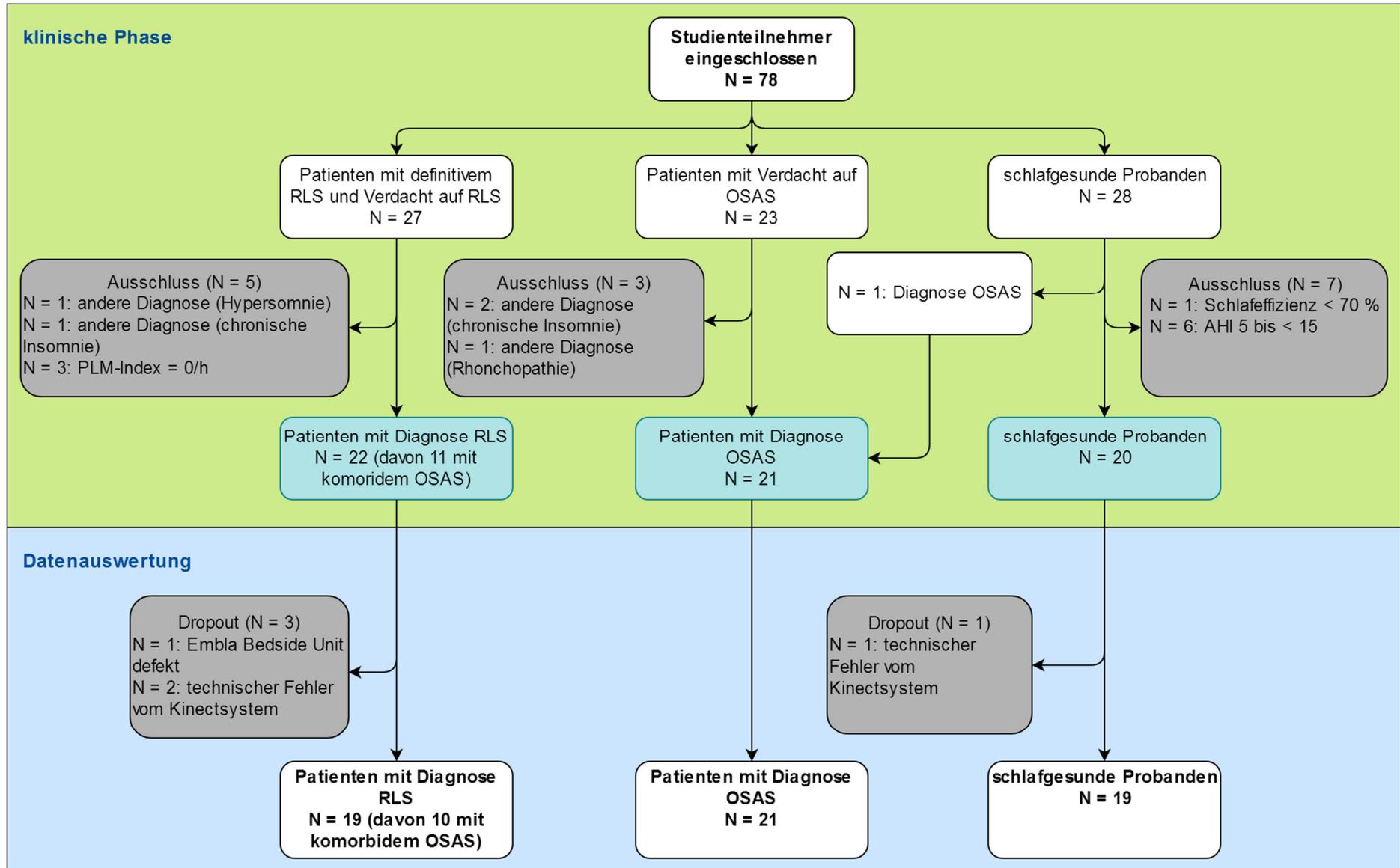
### **5.3 Studienablauf**

Für die kontrollierte Pilotstudie wurde eine Fallzahl von 60 Probanden angestrebt. Es sollten je 20 Patienten mit einer OSA, 20 Patienten mit einem RLS sowie 20 schlafgesunde Probanden untersucht werden. Um diese Zielvorgabe zu erfüllen und gleichsam die Rate an ausgeschlossenen Probanden und Dropouts auszugleichen, wurden insgesamt 78 Studienteilnehmer in die Studie eingeschlossen (davon 27 Patienten mit definitivem RLS bzw. Verdacht auf RLS, 23 Patienten mit Verdacht auf OSA und 28 Probanden ohne Hinweise auf eine schlafmedizinische Erkrankung im diagnostischen Interview). 15 Studienteilnehmer wurden aufgrund der Ausschlusskriterien wieder ausgeschlossen. Bei weiteren 4 Studienteilnehmern kam es zu einem technischen Defekt vom Kinect- oder Polysomnographiesystem, sodass diese ebenfalls aus der Studie ausgeschieden sind. Somit standen die Daten von insgesamt 59 Studienteilnehmern für die Auswertung zur Verfügung. Die Verteilung der Studienteilnehmer auf die verschiedenen Gruppen und die Gründe für den nachträglichen Ausschluss bzw. Dropout eines Studienteilnehmers sind in Abbildung 1 dargestellt.

Jeder Studienteilnehmer wurde für eine Nacht mittels PSG und Kinect im Schlaflabor der Charité am Standort des Virchow-Klinikums in einem Einzelzimmer mit Verdunklungsmöglichkeit untersucht. Bei Patienten mit OSA wird in der Regel nur in der ersten Nacht im Schlaflabor eine Diagnostik durchgeführt und in der zweiten Nacht bereits die Einstellung auf ein Therapiegerät vorgenommen. Um für alle Probanden gleiche Bedingungen zu schaffen, wurde bei allen daher die erste Nacht untersucht. In der ersten Nacht kann es zu einem First-Night-Effekt kommen. Die Beurteilung der Schlafqualität und des Schlafprofils waren jedoch nicht Gegenstand der Studie zur vorliegenden Arbeit, sondern die oben genannten Fragestellungen zur Übereinstimmung von Schlafprofil, Apnoen bzw. Hypopnoen und periodischen Beinbewegungen zwischen Kinect und Polysomnographie.

Nach Einschluss in die Studie wurde die Zustimmung zur Studienteilnahme und zu datenschutzrechtlichen Bestimmungen in der Einverständniserklärung festgehalten. In einer

digitalen Tabelle wurden jeweils Name, Geburtsdatum, Geschlecht, Gewicht, Größe, Vorerkrankungen und Medikamenteneinnahme sowie die eventuelle Teilnahme an einer anderen Studie dokumentiert.



**Abbildung 1:** Flowchart zur Studienkohorte (N: Anzahl der Studienteilnehmer).

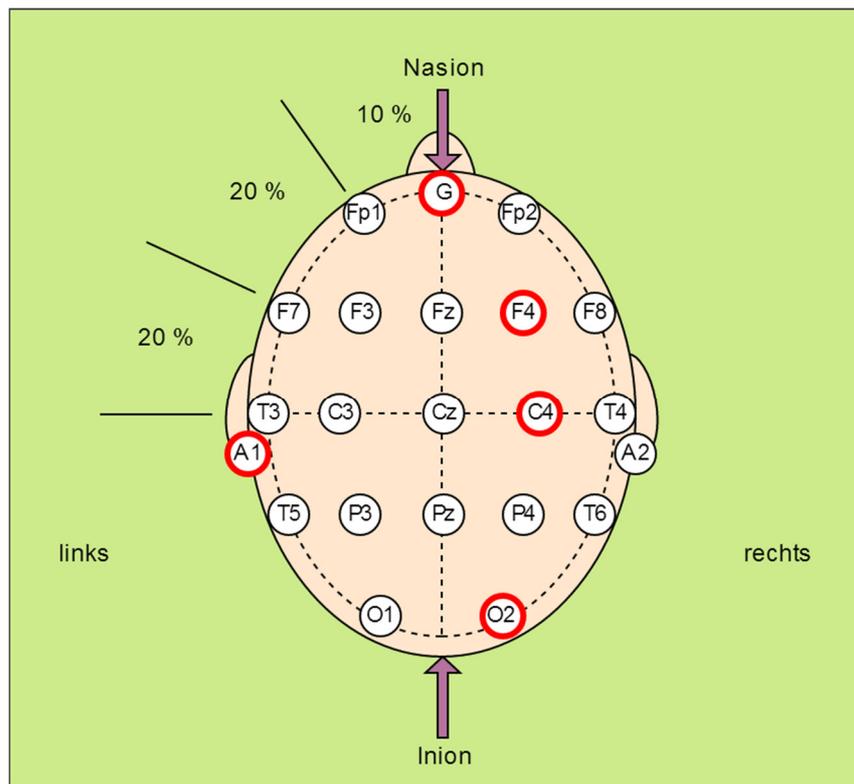
## 5.4 Untersuchung mittels Polysomnographie

### 5.4.1 Durchführung der Polysomnographie

Schlafmedizinisch geschultes Personal übernahm das Anbringen der Sensoren und die Biokalibrierung. Gestartet wurde die PSG-Aufnahme, sobald der jeweilige Studienteilnehmer bereit war zu schlafen, spätestens jedoch um 24 Uhr, um eine ausreichend lange Aufnahmezeit zu gewährleisten. Die Aufzeichnung erfolgte mit dem Polysomnographiesystem Embla N7000 und S7000 von Natus. Die Überwachung der Untersuchung und Betreuung der Studienteilnehmer während der Nacht wurde vom Nachtdienst des Schlaflabores übernommen. Hierfür existiert ein separater Raum, in dem die Verfolgung der Signale und der Videoaufzeichnung der PSG über Monitore möglich ist. In einem Protokoll wurden handschriftlich Informationen über die PSG-Aufnahme festgehalten, unter anderem Beginn und Ende der Aufnahme und Verlauf der Untersuchung. Am Morgen nach Beendigung der Aufnahme wurden die Sensoren wieder entfernt. Folgende Parameter (A–E) wurden im Rahmen der PSG untersucht:

#### A: Elektroenzephalographie (EEG)

Für die Elektroenzephalographie wurde die Kopfhaut an den jeweiligen Stellen zunächst mit abrasiver Hautreinigungsemulsion vorbehandelt und anschließend wurden Oberflächen-Napfelektroden mittels Kontaktgel und teilweise auch selbstklebende Oberflächenelektroden am Kopf platziert, orientiert am 10-20-System. Nach Rechtschaffen und Kales ist die Ableitung von C4-A1 zur Schlafstadienklassifikation ausreichend (16,75). Entsprechend den neueren Empfehlungen im AASM-Manual wurden, um einem Ausfall der Messung bei Ablösung der Elektroden vorzubeugen, zusätzlich Elektroden zur Ableitung von O2-A1 und F4-A1 befestigt (Reserveelektroden) (44). Darüber hinaus wurde an der Stirnmitte eine weitere Elektrode zur Erdung angebracht. In Abbildung 2 sind die angebrachten Elektroden schematisch dargestellt. Mit der EEG kann die elektrische Aktivität des Gehirns gemessen werden und dadurch eine Differenzierung zwischen Wachzustand und Schlaf sowie zwischen den Schlafstadien REM (Rapid Eye Movement) und NREM (Non-REM) 1 bis 3 vorgenommen werden.



**Abbildung 2:** Elektrodenplatzierung bei der Elektroenzephalographie nach dem 10-20-System (44) (Rote Markierung: Elektrodenpositionen wurden in der Studie verwendet, gerade Zahlen: Positionen der rechten Hemisphäre, ungerade Zahlen: Positionen der linken Hemisphäre, z: zero (statt 0), G: Erdungselektrode, Fp: frontopolar, F: frontal, C: zentral, T: temporal, A: aurikulär, P: parietal, O: okzipital).

### B: Elektroofographie (EOG)

Zur Registrierung der Augenbewegungen wurden selbstklebende Oberflächenelektroden oder mit Kontaktgel versehene Oberflächen-Napfelektroden 1 cm unterhalb des linken lateralen Augenwinkels und 1 cm oberhalb des rechten lateralen Augenwinkels positioniert. Zuvor wurde die Haut an den entsprechenden Stellen mit Desinfektionsmittel gereinigt. Die Ableitung erfolgte zur linken Ohrelektrode. Die EOG ermöglicht die Feststellung von schnellen Augenbewegungen zur Klassifizierung des REM-Schlafs und rollenden Augenbewegungen, die im NREM1 vorkommen.

### C: Elektromyographie (EMG)

Die Elektromyographie dient der Beurteilung des Muskeltonus. Dies wiederum ist notwendig, um die Schlafstadien voneinander abzugrenzen, insbesondere um REM- von NREM-Schlaf zu unterscheiden. Der Muskeltonus nimmt mit der Schlaftiefe ab. Im REM-Schlaf bewegen sich zwar die Augen, im restlichen Körper liegt jedoch physiologisch eine Atonie vor. Zur Ermittlung des Muskeltonus des Musculus mentalis wurden nach Reinigung der Haut mit

Desinfektionsmittel 1 cm oberhalb der Kante des Unterkiefers mit 2 cm Entfernung zur Mittellinie rechts und links je eine Oberflächen-Napfelektrode mit Kontaktgel oder eine selbstklebende Oberflächenelektrode angebracht. Des Weiteren erhielt jeder Studienteilnehmer zwei selbstklebende Oberflächenelektroden auf Höhe des Musculus tibialis anterior des rechten und linken Beines zur Registrierung von Beinbewegungen. Mittels EMG können auch isometrische Muskelkontraktionen erfasst werden, also Anspannungen des Muskels die keinen Bewegungseffekt zur Folge haben.

#### D: Kardiorespiratorische Parameter

Für die Elektrokardiographie wurde eine selbstklebende Oberflächenelektrode 3 cm unter dem rechten sowie unter dem linken Schlüsselbein platziert. Sie ermöglicht die Detektion von Herzrhythmusstörungen sowie die Bestimmung der Herzfrequenz. Zur Messung des Atemflusses wurde eine mit einem Drucksensor verbundene Nasenkanüle verwendet. Mittels respiratorischer Induktionsplethysmographie, bei der Gurte um Thorax und Abdomen befestigt werden, welche die Atemexkursion messen, wurde die Atemanstrengung ermittelt. Zwischen Thorax- und Abdomengurt befand sich die sogenannte Patienteneinheit der Embla, eine Signaleingangsbox, die einen Lagesensor enthält, der die Unterscheidung folgender Schlafpositionen ermöglicht: Aufrechte Position, linke Seitenlage, rechte Seitenlage, Rückenlage und Bauchlage. Mit der Pulsoxymetrie können die Sauerstoffsättigung des Blutes und der Puls gemessen werden. Das Pulsoxymeter wurde entweder am 2. oder 3. Finger der linken oder rechten Hand befestigt. Abbildung 3 zeigt einen Probanden, bei dem alle Sensoren für die polysomnographische Untersuchung angebracht worden sind. Thorax- und Abdomengurte, Pulsoxymeter und Nasenkanüle sind mit der Patienteneinheit von Embla verbunden, welche wiederum mit der Headbox (Vorverstärker) vernetzt ist. Die Headbox befindet sich an der Wand oberhalb der Kopfseite des Bettes, nimmt alle polysomnographischen Signale auf und leitet diese an die Kommunikationseinheit von Embla weiter. Diese dient als Schnittstelle zwischen Computer und Embla-System und ermöglichte in unserer Studie die Verbindung mit dem Kinect-System.

#### E: Ton und Videobild

Im Rahmen der durchgeführten Polysomnographie wurden der Ton und das Videobild mittels Raummikrofon und Videokamera aufgezeichnet. Die Videokamera erzeugt ein Bild in Graustufen und enthält eine Infrarotkamera für die Aufnahmen bei Dunkelheit und eine HD-Kamera, welche für die Aufnahmen bei Licht vorgesehen ist. Das Raummikrofon und die Videokamera sind auf der gegenüberliegenden Seite des Bettes an der oberen Wandhälfte fest

installiert und dienen vorrangig der Beobachtung des Verhaltens der untersuchten Person und der Erfassung von Geräuschen wie Schnarchen.



**Abbildung 3:** Proband mit angebrachten Sensoren für die Polysomnographie.

### **5.4.2 Auswertung der Polysomnographie**

Die Analyse der Polysomnographie erfolgte nach den AASM-Kriterien mit der Software der Embla. Es gibt zwei verschiedene Embla-Messplätze mit den nahezu identischen Software-Programmen RemLogic und Somnologica. Abbildung 4 zeigt einen Ausschnitt aus der polysomnographischen Aufnahme eines gesunden Probanden mit RemLogic. Die Kurvenverläufe der Signale der PSG sind in einer Epoche von 30 Sekunden dargestellt. Um wechselnde Beobachtereinflüsse auszuschließen, die bei der Auswertung durch verschiedene Personen entstehen könnten (Interrater-Variabilität), wurde die manuelle Auswertung der PSG ausschließlich von der gleichen Medizinisch-technischen Assistentin durchgeführt, sodass alle Messungen dem gleichen Beobachterfehler unterliegen und es keine Interrater-Variabilität gibt.

Für jeden Studienteilnehmer wurde ein Polysomnographie-Befund erstellt, der unter anderem folgende Parameter enthält: In jedem Befund sind Beginn und Ende der Aufzeichnung, die Länge der gesamten Aufzeichnungszeit sowie Angaben zur Architektur des Schlafes festgehalten. Angaben zur Architektur des Schlafes sind die Dauer der gesamten Schlafzeit, der Schlafbeginn, die Schlafeffizienz (prozentualer Anteil der Schlafzeit an der Aufnahmezeit), die prozentuale Verteilung von NREM1, NREM2, NREM3 und REM bezogen auf die gesamte Schlafzeit sowie die Schlaflatenz zu den einzelnen Schlafstadien, die Wachzeit nach Schlafbeginn und die Anzahl der Wachphasen. In einem Hypnogramm ist der Verlauf der Schlafstadien über die gesamte Nacht dargestellt. Des Weiteren sind in dem Befund kardiorespiratorische Parameter wie die Anzahl der zentralen und obstruktiven Apnoen und Hypopnoen, der AHI, die Sauerstoffsättigung, die Herzfrequenz und die Schnarchzeit dokumentiert. In der Lagestatistik sind die Körperlage und die Korrelation zwischen Körperlage und AHI protokolliert. Es sind sowohl die Anzahl der periodischen Beinbewegungen insgesamt als auch die Anzahl der periodischen Beinbewegungen pro Stunde Schlaf (PLM-Index) angegeben, wobei die Auswertung automatisch durch die Software mit manueller Korrektur erfolgte. Die Arousalwertung erfolgte rein manuell und ist unterteilt in erstens durch Beinbewegungen verursachte Arousals, zweitens spontane Arousals sowie drittens durch die Atmung bedingte Arousals mit zusätzlicher Angabe der Gesamtzahl der Arousals und der Anzahl pro Stunde Schlaf (Arousal-Index).

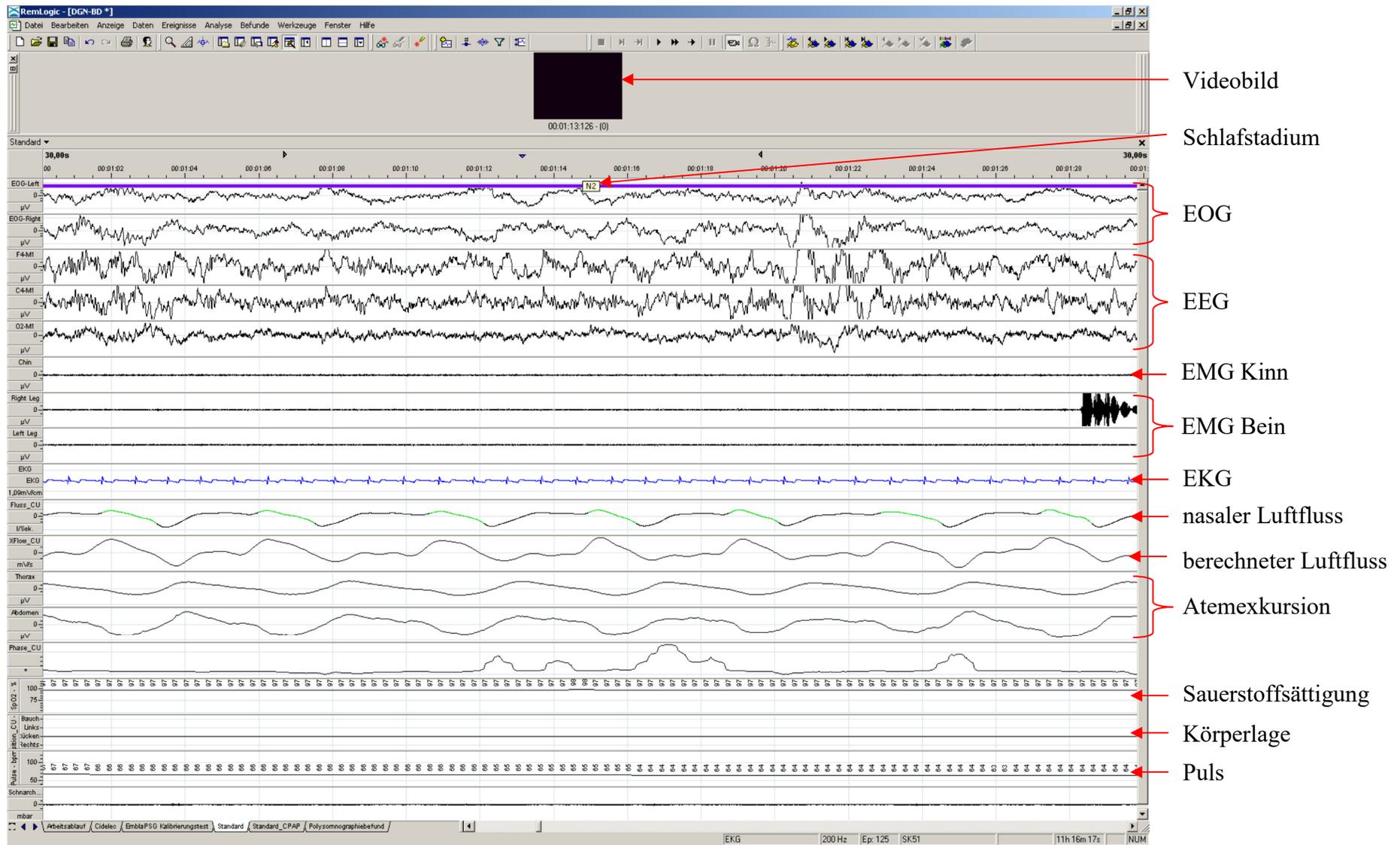


Abbildung 4: Darstellung polysomnographischer Signale in RemLogic.

## 5.5 Überwachung mit dreidimensionalem Videobild (Microsoft Kinect V2)

Die Studie zur vorliegenden Arbeit erfolgte in enger Zusammenarbeit mit der Arbeitsgruppe Klinische Neuroimmunologie (Leitung: Prof. Dr. Friedemann Paul) des NeuroCure Clinical Research Centers (NCRC) der Charité, insbesondere mit dem dortigen Neurodiagnostiklabor (Leitung Dr. Alexander Brandt) und dem mit dem NCRC kooperierenden Team des Unternehmens Motognosis UG in Berlin, welches inzwischen aus dem Neurodiagnostiklabor ausgegründet ist. Von Motognosis UG wurde das Kinect-System (Kinect und Computer) gestellt und die Softwareentwicklung, Datenverarbeitung und Signalextraktion übernommen.

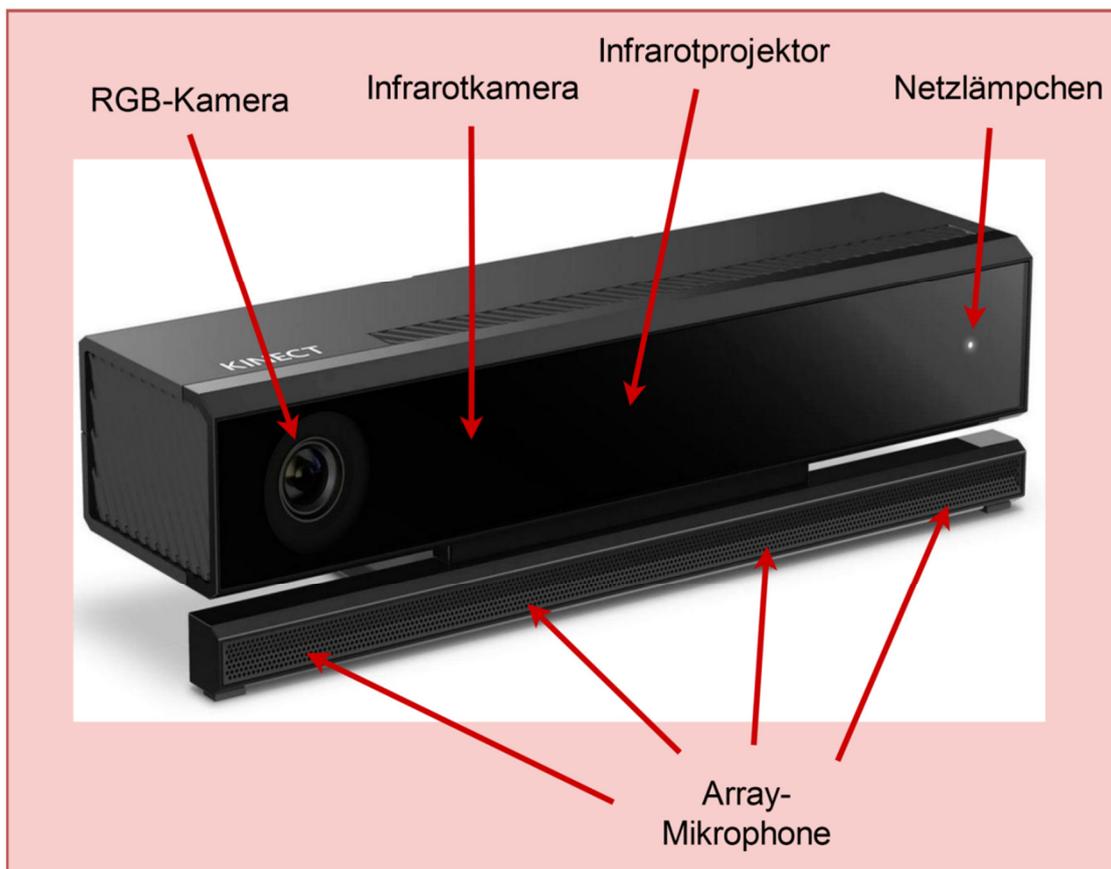
### 5.5.1 Messaufbau und Funktionsweise

Das Messsystem besteht aus einer Kamera, der Kinect Version 2 (V2) von Microsoft und einem Computer mit dem Betriebssystem Windows 8.1, der in einem fahrbaren Rollcontainer untergebracht ist, um die Geräusche der Prozessorkühlung zu minimieren und den einfachen Transport in ein anderes Untersuchungszimmer zu ermöglichen. Die Kinectkamera ist an der Wand oberhalb der Kopfseite des Bettes an einer Leiste befestigt, sodass das gesamte Bett im Sichtfeld der Kamera liegt. Einen Eindruck vom Messaufbau vermittelt Abbildung 5.



**Abbildung 5:** Messaufbau des Kinect-Systems im Patientenzimmer.

Die Kinect verfügt über ein schwarzes, rechteckiges Gehäuse mit den Abmessungen 24,9 cm x 6,6 cm x 6,7 cm, in dem alle Sensoren untergebracht sind. Über ein speziell angefertigtes Stativ mit Kugelgelenken kann die Kinect manuell gekippt werden und ermöglicht so die Anpassung des Sichtfeldes der Kamera an die Position des Bettes. Wie in Abbildung 6 zu sehen, gehören zu den Komponenten, die in der Kinect verbaut sind, ein Netzlämpchen, ein Infrarotprojektor, eine Infrarotkamera, eine Farbkamera (Rot-Grün-Blau-Kamera, RGB-Kamera) und 4 Array-Mikrophone.



**Abbildung 6:** Komponenten der Kinect nach (76).

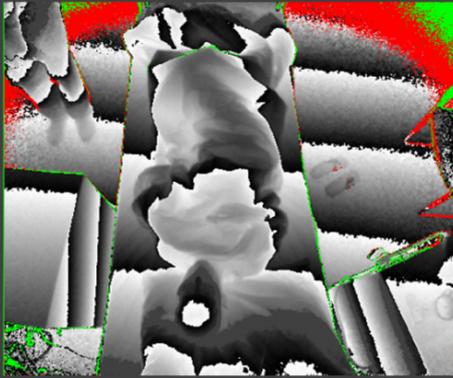
Leuchtet das Netzlämpchen weiß, befindet sich die Kinect im aktiven Zustand, bleibt jedoch dauerhaft geräuschlos. Als Infrarotprojektor dienen Laserdioden, die über einen Diffusor eine definierte, für das menschliche Auge nicht sichtbare Punktematrix in den Raum senden. Treffen die Infrarotstrahlen auf ein Objekt, werden sie von diesem reflektiert und dann von der Infrarotkamera, einem CMOS-Sensor (Complementary metal-oxide-semiconductor sensor), erfasst. Über die Zeit, die das Licht von der Kinect zum Objekt und wieder zurück benötigt, kann auf die Distanz des Objektes geschlossen werden. Durch Sammeln aller reflektierten

Infrarotstrahlen kann ein dreidimensionales Bild berechnet werden. Der Infrarotsensor funktioniert beleuchtungsunabhängig und ermöglicht so Aufnahmen im Dunkeln während des Schlafes. Er verfügt über eine Auflösung von 512 x 424 bei einer Abtastrate von 30 Hz und hat eine Reichweite von 0,5 bis 4,5 Metern. Das Sichtfeld des Infrarotsensors liegt bei 70° horizontal und 60° vertikal. Der minimale Abstand zur Unterscheidung von zwei Objekten liegt im Bereich von wenigen Millimetern und variiert je nach Entfernung zwischen Kinect und Objekt. Mit der Farbkamera können zweidimensionale Bilder aufgenommen werden sowie dreidimensionale Bilder mit Textur versehen werden. Sie arbeitet mit einem Bayer-Sensor mit einer Auflösung von 1920 x 1080 bei 30 Hz (77). Da in dieser Studie die Detektion von Bewegungen Priorität hatte, wurde von einer Nutzung der Mikrophone abgesehen. Von der Kinect führt ein USB 3.0-Kabel zu einem Adapter, der eine Verbindung zum Computer und zum Stromnetz mit einer Netzspannung von 230 V herstellt. Der Computer ist mit der Aufnahmesoftware für die Kinect ausgestattet und ist über ein Kabel mit der Kommunikationseinheit von Embla verbunden, was eine Synchronisation zwischen PSG und Kinect-System ermöglicht. In der PSG-Software kann für die Kinect ein zusätzlicher Kanal hinzugefügt werden, in welchem zu Beginn der Aufnahme mit der Kinect und fortlaufend im zweistündigen Intervall ein Synchronisationssignal sichtbar wird, das zur Qualitätssicherung genutzt werden kann. Weiterhin ist der Computer mit einer externen Festplatte verbunden, auf der die Aufnahme mit der Kinect direkt gespeichert wird. Pro Messung fällt in etwa eine Datenmenge von einem Terabyte an.

### **5.5.2 Softwareentwicklung und Datenverarbeitung**

Zur Aufnahme der Kameradaten wurde eine Aufnahmesoftware in der Programmiersprache C# unter Verwendung des von Microsoft bereitgestellten Software Development Kits (SDK) für die Kinect V2 entwickelt. In Abbildung 7 ist ein Ausschnitt aus der Aufnahmesoftware zu sehen. Vor dem Starten der Aufnahme kann an dieser Stelle nochmals überprüft werden, ob genug freier Speicherplatz für die Aufnahme einer gesamten Nacht zur Verfügung steht, die Kinect an den Computer angeschlossen ist und genügend Arbeitsspeicher vorhanden ist. Ebenso wird das Sichtfeld der Kamera abgebildet, sodass bei Bedarf die Position der Kamera oder des Bettes angepasst werden kann, damit sich der gesamte Körper der zu untersuchenden Person im Sichtfeld befindet. Die Abstände von Objekten zur Kamera sind im Bild durch Grauwerte kodiert. Rote Bildanteile markieren stark verrauschte Bereiche und grüne Bildanteile markieren Bereiche, die außerhalb des Sichtfeldes der Kamera liegen oder sich im Schatten von Objekten befinden und daher nicht aufgenommen werden. Dies kann ebenfalls hilfreich bei der Minimierung von Fehlerquellen sein.

## ⏪ Vorbereitung der Aufnahme



Kinectzustand  
Speicherzustand  
Minimal mögliche Aufnahmelänge  
Arbeitsspeicherauslastung

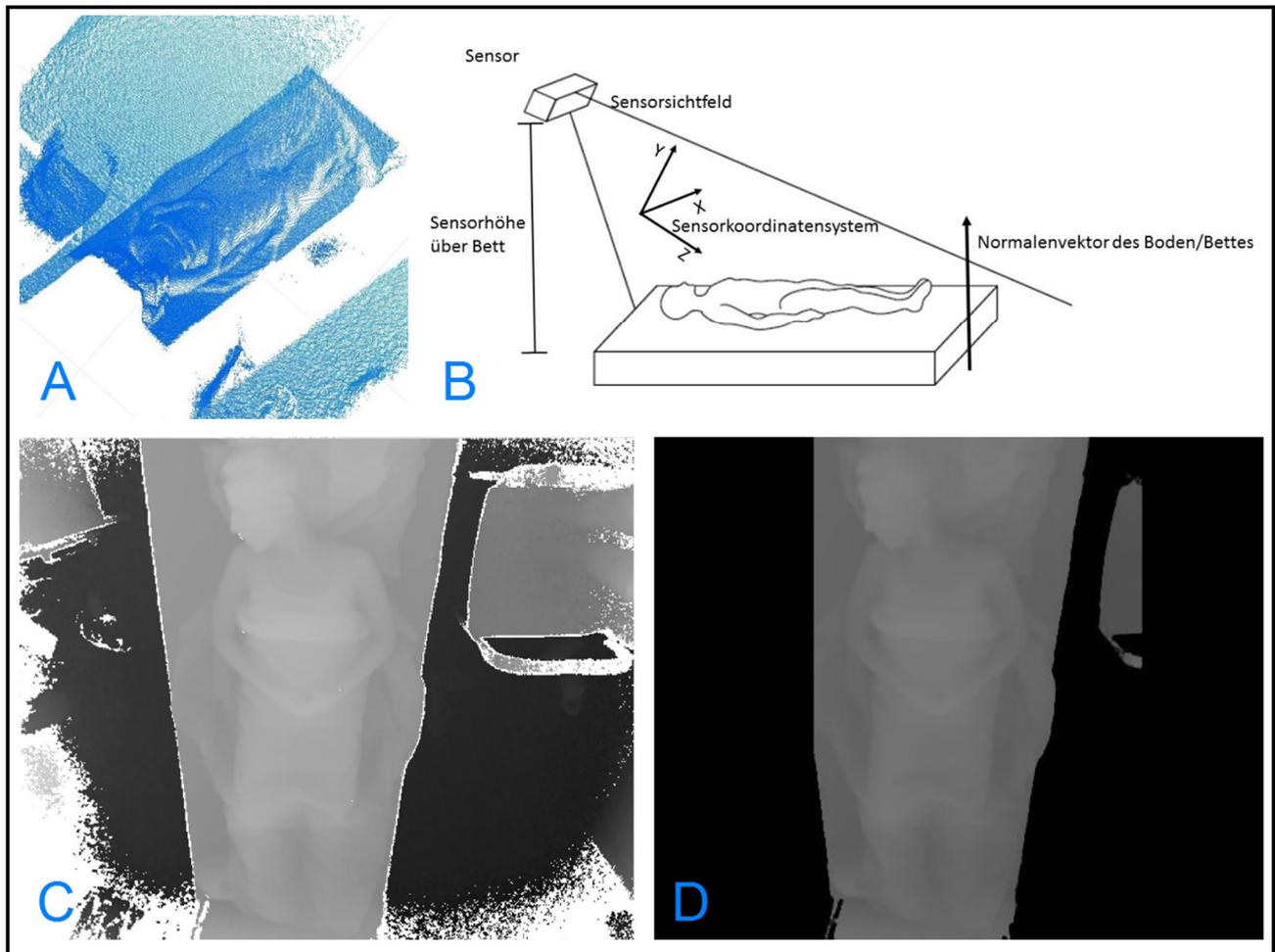
angeschlossen  
genug freier Speicher (1,34TB)  
ca. 9 Stunden  
4,67

Aufnahme Starten

**Abbildung 7:** Ausschnitt aus der Aufnahmesoftware mit Sichtfeld der Kamera.

Die Speicherung der Kameradaten erfolgt im XEF-Dateiformat, einem proprietären Format von Microsoft. Aus den aufgezeichneten XEF-Dateien wird zunächst eine dreidimensionale Punktwolke generiert wie in Abbildung 8A illustriert ist. Die weitere Datenverarbeitung erfolgt dann mit dem Programm Matlab R2015b. Im nächsten Schritt werden durch die Aufnahme bedingte zeitliche Lücken in der Serie von Punktwolken, sogenannte Framedrops, mit NaN-Werten (englisch für „Not a Number“) aufgefüllt, sodass man eine feste Anzahl von 30 Frames pro Sekunde erhält. Die Koordinaten der Punktwolke können nun so rotiert werden, dass die Z-Achse des Koordinatensystems des Infrarotsensors parallel zum Normalvektor des Bodens verläuft und die X-Y-Ebene parallel zur Bettenebene steht. Hierdurch wird eine Verstellung der Position des Infrarotsensors ausgeglichen, sodass perspektivische Verzerrungen minimiert werden und die Lage des Probanden in den Aufnahmen normiert ist. Abbildung 8B skizziert das Koordinatensystem des Sensors und den Verlauf des Normalvektors. Aus der Punktwolke kann nun ein Tiefenbild generiert werden wie in Abbildung 8C zu sehen, indem die Punkte im Koordinatensystem als Pixel in verschiedenen Graustufen abgebildet werden, wobei der Grauwert die Entfernung zum Sensor kodiert. Je heller das Pixel, desto näher befindet es sich am Sensor. Eine Ausnahme bilden weiße Pixel, die verrauschte Bildanteile darstellen. Durch Schwellenwertverfahren wird der Bereich im Bild, der das Bett enthält, maskiert, sodass alle Bildausschnitte, die für die spätere Signalextraktion ohne Bedeutung sind, herausgeschnitten

werden können. Das Ergebnis ist in Abbildung 8D dargestellt. Zur Reduktion von Bildrauschen werden im Anschluss diverse Filter (Flood-Fill-Operation, Average-Filter) eingesetzt.



**Abbildung 8:** Schritte der Datenverarbeitung (A: Generierung einer dreidimensionalen Punktwolke, B: Rotation der Punktwolke anhand des Normalvektors des Bodens, C: Generierung des Tiefenbildes, D: Maskierung des Bettes).

### 5.5.3 Schlafdetektion

Wie in der Einleitung beschrieben, haben Krüger et al. bereits erfolgreich mit der Kinect anhand der Daten zu einem Probanden eine Schlaf-Wach-Klassifikation vorgenommen (72). Das methodische Vorgehen in der Studie zur vorliegenden Arbeit zur Unterscheidung von Schlaf und Wachzustand orientierte sich daran.

Zunächst werden die durchschnittlichen Änderungen zwischen jeweils zwei konsekutiven Bildern (Frames) für ein Zeitintervall von 30 Sekunden, das entspricht 900 Frames, bestimmt. Sie beinhalten die Information der zeitlichen Dimension einer Bewegung. Im Anschluss werden aus diesen Änderungen statistische Maßzahlen, u. a. Median, Mittelwert, Minimum und

Maximum, berechnet. Zusätzlich werden die durchschnittlichen Änderungen pro Pixel für ein Zeitintervall von 30 Sekunden erhoben. Sie geben Auskunft über die örtliche Dimension einer Bewegung. Für diese werden ebenfalls statistische Maßzahlen berechnet.

Die Zuordnung von Schlaf- oder Wachphase erfolgt über RUSBoost, einem Algorithmus für maschinelles Lernen (78). Hierbei erhält ein Programm als Trainingsset alle zuvor aus den Kinect-Daten bestimmten statistischen Parameter und die dazugehörigen mittels PSG ermittelten Phasen. Das Programm entwickelt dann mit RUSBoost Entscheidungsbäume, die über die statistischen Maßzahlen zu der Klassifikation Schlaf bzw. Wachzustand führen. Für das Trainingsset wurden von 12 Probanden je 2 Ausschnitte von 30 Minuten verwendet. Im nächsten Schritt wird die Validität des Klassifikators überprüft. Dazu wird diesem ein Testset gegeben und die Übereinstimmung der ermittelten Ergebnisse mit den tatsächlichen Werten verglichen.

Als Testset wurden 82 Minuten Aufnahmezeit von jeweils 3 Probanden herangezogen, welche nicht Bestandteil des Trainingssets waren. Die Auswahl der Studienteilnehmer für das Trainings- und Testset erfolgte nach dem Zufallsprinzip. Da mit der Klassifikation bereits vor Abschluss der klinischen Phase der Studie begonnen wurde, war die zufällige Auswahl auf jene Studienteilnehmer begrenzt, die zu diesem Zeitpunkt bereits untersucht worden waren.

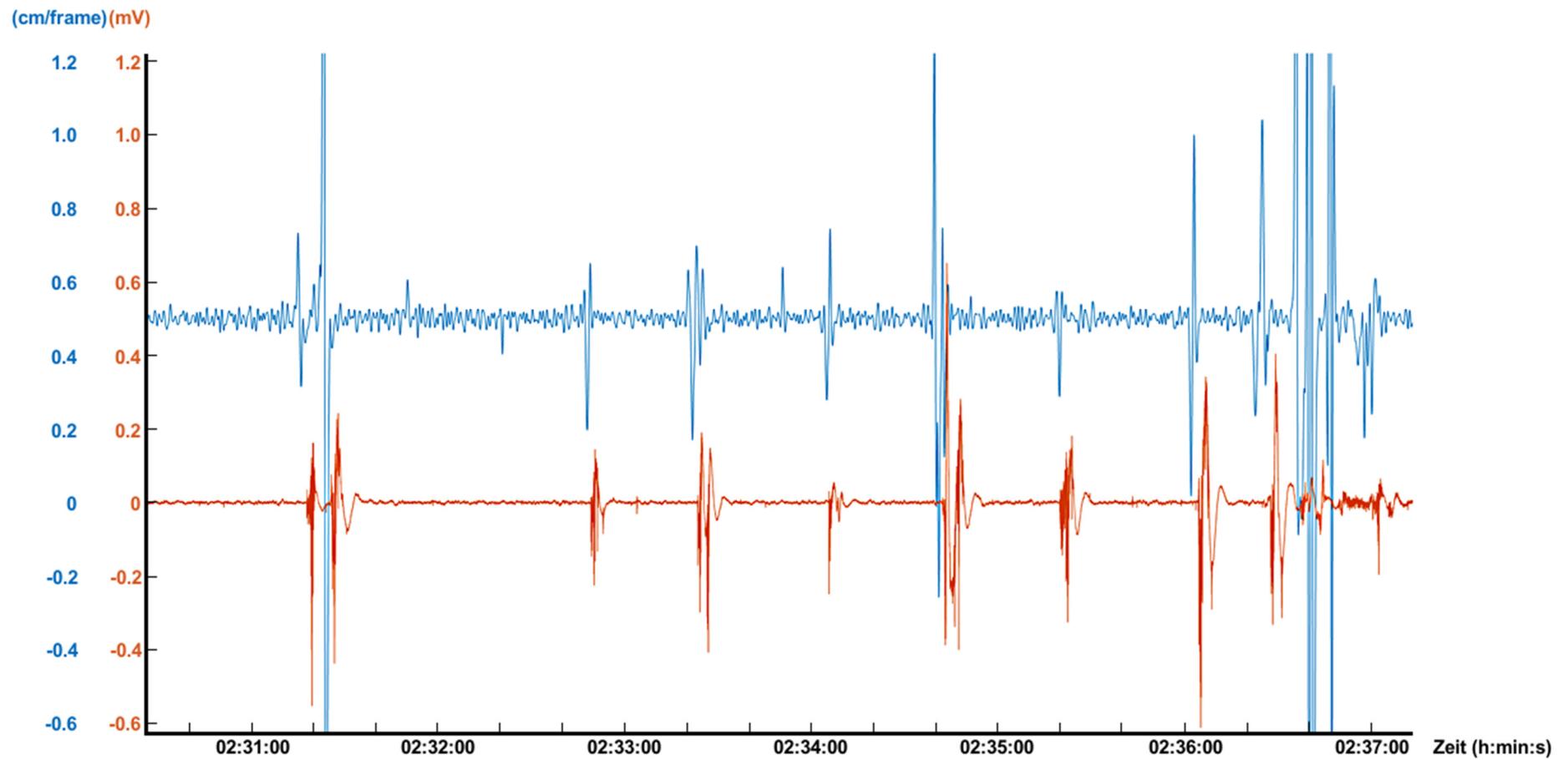
#### **5.5.4 Signalextraktion**

Mittels eines mehrschrittigen Verfahrens erfolgt die Segmentierung des Körpers in Torso und Beine für die genauere Analyse des entsprechenden Signals. Zur Extraktion des Atemsignals wird ein Kreis auf Höhe des Torsos positioniert. Der Mittelwert der Grauwerte aus allen Pixeln in diesem Kreis wird über die Zeit betrachtet und bildet so das Atemsignal. Für das Signal der Beinbewegungen wird eine Senkrechte von Kopf bis Fuß gezogen. Der Mittelwert der Grauwerte aus allen Pixeln, die sich im Bereich der Beine unterhalb der Fläche der Senkrechten befinden, bildet über die Zeit das Signal für Beinbewegungen. Über lineare Interpolation des jeweiligen extrahierten Signals werden durch Framedrops bedingte NaN-Werte näherungsweise ermittelt, indem benachbarte bekannte Funktionswerte verbunden werden. Dies ist wichtig, damit die Auswertung invariant gegenüber Framedrops ist und zeitlich konsistent ist. Andernfalls könnte beispielsweise eine Aufnahme mit besonders vielen Framedrops tendenziell weniger Ereignisse (Beinbewegungen und Apnoen bzw. Hypopnoen) suggerieren. Verrauschte Signale werden durch erneute Anwendung von Bandfiltern (Butterworth-Filter) geglättet. Die extrahierten Signale sind nicht stationär, d. h. die Grundlinie, um die das Signal oszilliert, liegt in Abhängigkeit von der Körperposition auf verschiedenen Ebenen. Das ist deshalb so, weil sich mit Änderung der Körperposition auch die gemessene Entfernung zum Sensor ändert. Um die

weitere Signalanalyse zu ermöglichen, wird das Signal folglich zunächst stationarisiert, wobei die einzelnen Signalabschnitte auf eine Ebene gelangen. Die der Detektion von Ereignissen zugrunde liegenden Parameter wurden empirisch an einer Teilmenge von Probanden bestimmt und dann auf die Gesamtmenge angewendet.

Beinbewegungen, sogenannte Limb Movements (LM), werden über eine Detektion der Spitzenwerte des Signals erkannt. Allerdings werden extrem hohe Spitzenwerte, die über einen bestimmten Schwellenwert hinausgehen, als Bewegungsartefakte angenommen und nicht als Beinbewegung gezählt. Analog zur PSG-Auswertung nach den AASM-Kriterien gehen ebenso alle Beinbewegungen, die im Zusammenhang mit einem Apnoe-Ereignis stehen, nicht in die Quantifizierung ein. Das Intervall für eine Beinbewegung beträgt 0,5 bis 10 Sekunden, wobei 4 oder mehr Beinbewegungen in einem Intervall von 5 bis 90 Sekunden zu einem PLM-Ereignis zusammengefasst werden. Diese Festlegung beruht gleichfalls auf den AASM-Kriterien für die PSG-Auswertung. In Abbildung 9 ist das Signal für Beinbewegungen abgebildet, welches aus den Kinect-Daten eines Patienten mit RLS generiert worden ist. Für den direkten visuellen Vergleich ist das EMG-Signal des rechten Beins von Embla dazu geschaltet worden. Abbildung 10 hingegen zeigt wie die EMG-Signale vom selben Patienten in der Software RemLogic von Embla aussehen.

Für die Identifikation von Apnoen und Hypopnoen wird die Amplitude des Atemsignals bestimmt. Fällt die Amplitude unter einen bestimmten Schwellenwert, wird eine Apnoe detektiert. Dabei kann technisch bedingt nicht zwischen Apnoen und Hypopnoen unterschieden werden, da mit der Kinect nicht der Atemfluss gemessen werden kann, sondern nur die Atemexkursion. Das Intervall für die Klassifikation einer Apnoe liegt bei 10 bis 120 Sekunden in Anlehnung an die PSG-Auswertung. Abbildung 11 zeigt das Atemsignal der Kinect von einem Patienten mit OSA mit parallel dazu verlaufendem Signal der PSG (Embla) für die Atemexkursion des Abdomens. Die gesamten respiratorischen PSG-Signale (Thorax- und Abdomenexkursionen, Atemfluss und Sauerstoffsättigung) vom selben Patienten visualisiert in der RemLogic-Software (Embla) können aus Abbildung 12 entnommen werden.



**Abbildung 9:** Aufeinanderfolgende Beinbewegungen bei einem Patienten mit RLS, die zu einem PLM-Ereignis zusammengefasst werden (Orange: EMG-Signal des rechten Beins von Embla, blau: Signal für Beinbewegungen von Kinect).

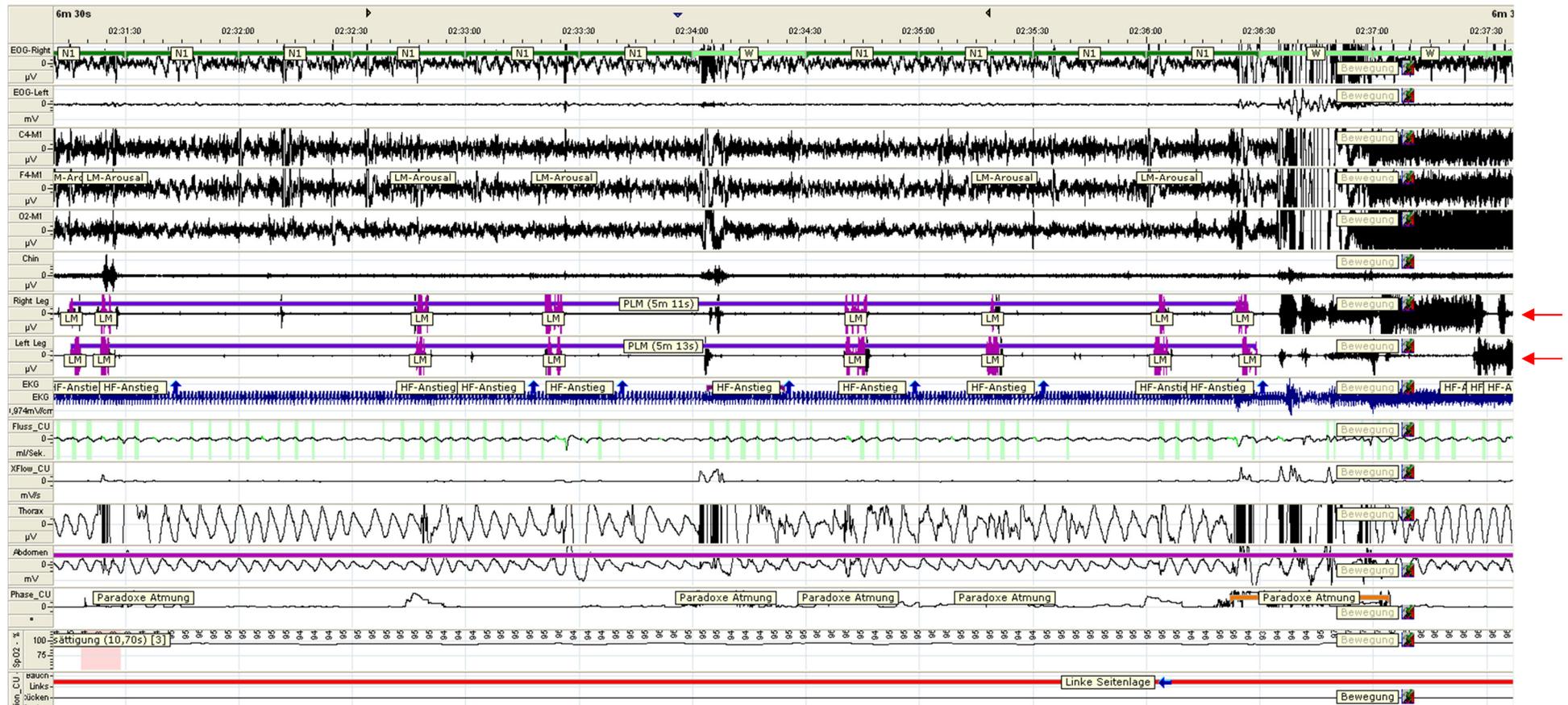
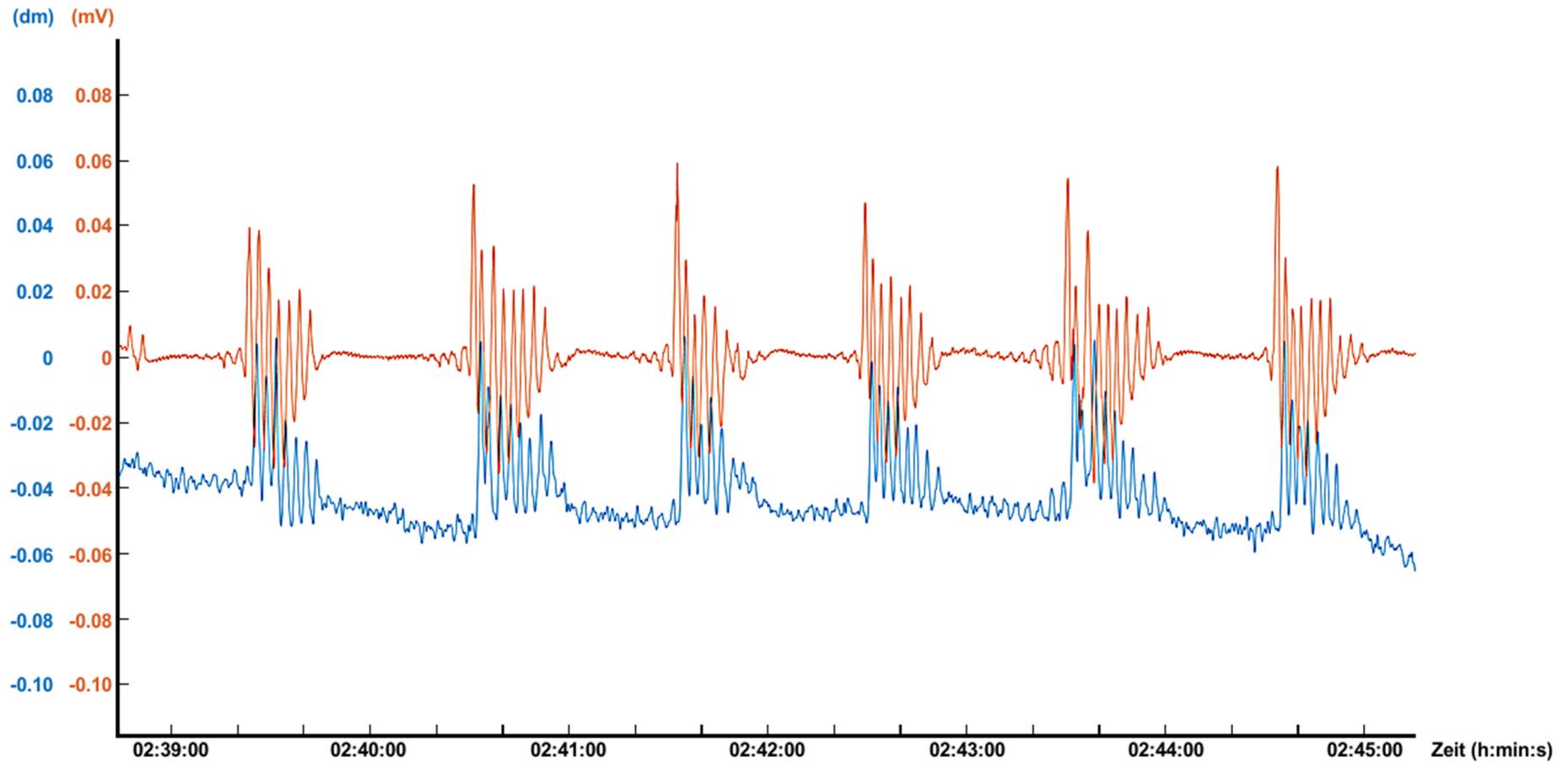


Abbildung 10: EMG-Signale eines Patienten mit RLS zeigen beidseitig mehrere Beinbewegungen (LM), die zu einem PLM-Ereignis zusammengefasst werden (Rote Pfeile: EMG-Signale beider Beine).



**Abbildung 11:** Aufeinanderfolgende obstruktive Apnoe-Ereignisse bei einem Patienten mit OSA (Orange: Signal für nasalen Luftfluss von Embla, blau: Atemsignal von Kinect).

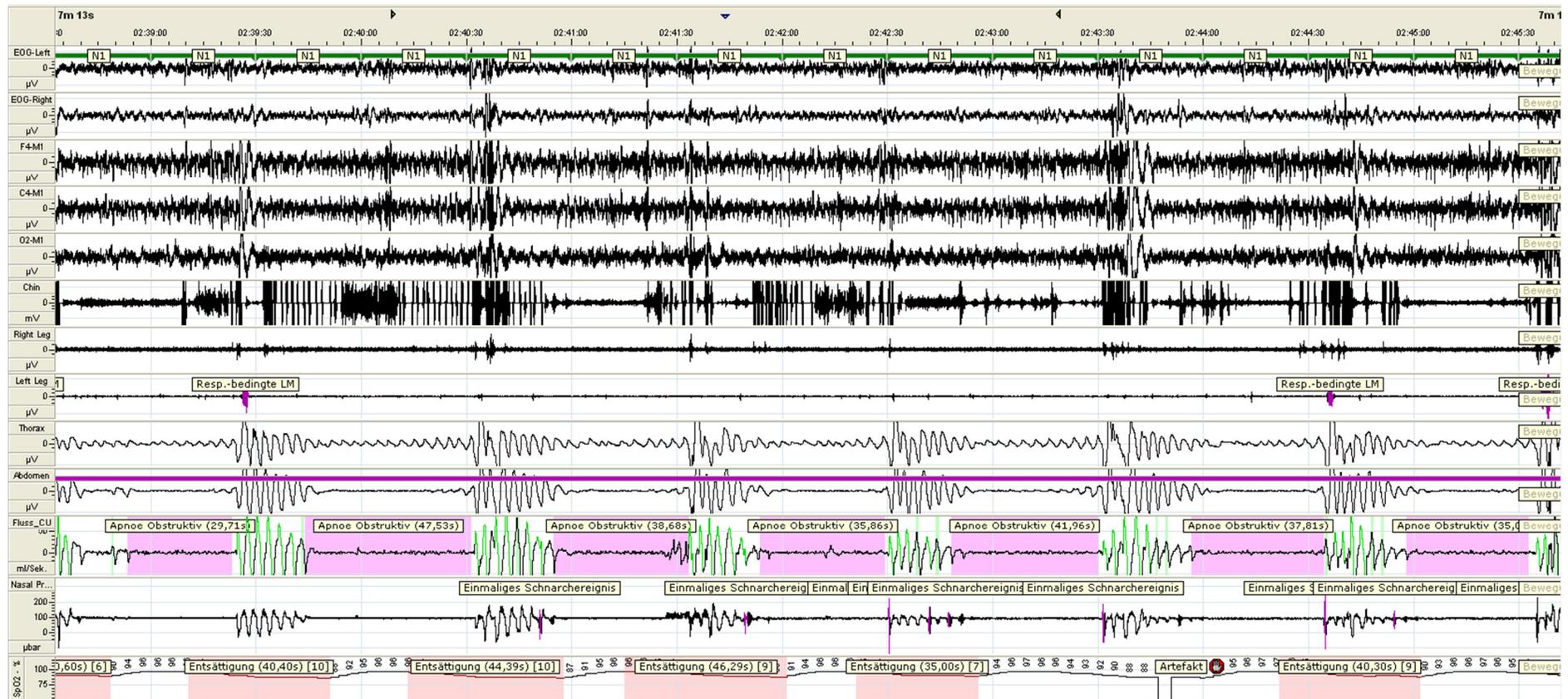


Abbildung 12: Signal für Atembewegungen des Abdomens bei einem Patienten mit OSA zeigt mehrere Apnoe-Ereignisse (Roter Pfeil: Signal für Atembewegungen des Abdomens).

## **5.6 statistische Auswertung**

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm IBM SPSS Statistics Version 24 (IBM Corp. Released 2016. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 24.0. Armonk, NY: IBM Corp.). Zur Charakterisierung der Stichprobe wurden statistische Maßzahlen wie Mittelwert, Minimum, Maximum und Standardabweichung berechnet. Für die Beurteilung der Klassifikation von Schlaf- und Wachzustand wurden relative Häufigkeiten bestimmt. Zusammenhänge zwischen den Methoden (PSG und Kinect-System) wurden mittels Korrelationskoeffizienten nach Pearson ( $r$ ) untersucht. Zur Differenzierung der einzelnen Gruppen (OSA, RLS und Schlafgesunde) auf der Grundlage der mit dem Kinect-System ermittelten Parameter wurden ROC(Receiver Operating Characteristic)-Analysen und Varianzanalysen durchgeführt. Das Signifikanzniveau ( $p$ ) lag bei allen statistischen Tests bei  $p \leq 0,05$ . Zur Darstellung der Ergebnisse wurden Tabellen, Streudiagramme, Box-Whisker-Plots, Bland-Altman-Diagramme sowie ROC-Kurven verwendet.

## 6 Ergebnisse

### 6.1 Charakteristik der Studienteilnehmer

Insgesamt gehen die Daten von 59 Studienteilnehmern in die Auswertung ein. Davon haben 21 Studienteilnehmer eine OSA als schlafmedizinische Diagnose. 19 Studienteilnehmer haben ein RLS, wobei sich bei 10 Personen eine komorbide OSA fand. Die Gruppe der gesunden Probanden (HC, Healthy Control) setzt sich aus 19 Personen zusammen.

Bei der Rekrutierung der Studienteilnehmer ist auf ein ausgewogenes Geschlechterverhältnis geachtet worden. Es haben 29 Frauen und 30 Männer an der Studie teilgenommen. Die genaue Geschlechterverteilung ist Tabelle 1 zu entnehmen.

**Tabelle 1:** Geschlechterverteilung der Studienteilnehmer (HC: Healthy Control).

Geschlecht	Diagnosegruppe							
	HC		OSA		RLS		Gesamt	
	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent
Männlich	9	47 %	11	52 %	10	53 %	30	51 %
Weiblich	10	53 %	10	48 %	9	47 %	29	49 %
Gesamt	19	100 %	21	100 %	19	100 %	59	100 %

Unter Berücksichtigung der Einschlusskriterien betragen das Alter des jüngsten untersuchten Studienteilnehmers 18 Jahre und das des ältesten Studienteilnehmers 70 Jahre. Entsprechend epidemiologischen Studien zur Altersverteilung von RLS und OSA in der Bevölkerung (siehe oben), liegt das durchschnittliche Alter der gesunden Kontrollkohorte mit 31 Jahren unterhalb des Durchschnittsalters der Patientengruppen, bei denen der Mittelwert jeweils 51 Jahre beträgt. Tabelle 2 zeigt statistische Maßzahlen zur Altersverteilung für die jeweilige Diagnosegruppe aufgeschlüsselt.

**Tabelle 2:** Altersverteilung der Studienteilnehmer (HC: Healthy Control).

Alter in Jahren	Diagnosegruppe			
	HC	OSA	RLS	Gesamt
Mittelwert	31	51	51	45
Maximum	57	64	70	70
Minimum	18	27	20	18
Standardabweichung	10	11	11	14

Eine Adipositas stellt einen Risikofaktor für die Entstehung einer OSA dar (42). Analog dazu ist sowohl der durchschnittliche BMI als auch die Anzahl der Patienten mit Adipositas in der Gruppe der OSA-Patienten am höchsten. In Tabelle 3 sind die Zuordnung der Studienteilnehmer zu den BMI-Klassen sowie der jeweilige Mittelwert für die Diagnosegruppe dargestellt.

**Tabelle 3:** BMI der Studienteilnehmer (HC: Healthy Control).

BMI in $\frac{kg}{m^2}$		Diagnosegruppe			
		HC	OSA	RLS	Gesamt
Mittelwert		22,82	31,10	25,50	26,63
Anzahl	Untergewicht	0	0	0	0
	Normalgewicht	17	3	9	29
	Präadipositas	2	4	10	16
	Adipositas Grad I	0	9	0	9
	Adipositas Grad II	0	3	0	3
	Adipositas Grad III	0	2	0	2

## 6.2 Technische Auswertung

Um die Auswertung der Daten zu erleichtern, wurde jede mit der Kinect durchgeführte Messung je nach Länge der Aufnahmezeit in 3 bis 4 Parts unterteilt. Nach 2 Stunden Aufnahmezeit begann jeweils ein neuer Part. Für jeden Part wurde die Qualität der Aufnahme beurteilt. Bei 16 Studienteilnehmern wurde die Qualität für einen oder mehrere Parts aus verschiedenen Gründen als ungenügend eingeschätzt wie Tabelle 4 zu entnehmen ist. Als Kriterien für eine ungenügende Qualität wurden stark verrauschte Signale, Signalüberlagerungen und ein vorzeitiger Abbruch der Aufnahme angesehen.

**Tabelle 4:** Kriterien für eine ungenügende Qualität der Aufnahme (HC: Healthy Control).

Kriterien	Anzahl der Aufnahmen pro Diagnosegruppe	Anzahl der Aufnahmen gesamt
Fehler im Beinsignal	OSA: 4 RLS: 0 HC: 0	4
Fehler im Atemsignal	OSA: 1 RLS: 4 HC: 3	8
Fehler in Atem- und Beinsignal	OSA: 0 RLS: 1 HC: 1	2
Aufnahmezeit zu kurz	OSA: 0 RLS: 1 HC: 1	2

## 6.3 Vergleich von Polysomnographie und Kinect

### 6.3.1 Unterscheidung von Schlaf und Wachzustand

Wie in der Methodik beschrieben, wurden zur Klassifikation von Schlaf und Wachzustand nur Daten von einer Teilmenge der Studienteilnehmer verwendet. Die auf der Grundlage von Daten zu 12 Studienteilnehmern mit OSA entwickelten Entscheidungsbäume wurden mit Daten von 3 Studienteilnehmern, 2 aus der OSA-Gruppe und 1 aus der RLS-Gruppe, getestet. Aufgrund der hohen Rechenleistung, die bei der Auswertung der Kinect-Daten erforderlich ist, wurde nur ein Teil der untersuchten Nacht für die Klassifikation herangezogen. Part 1 erwies sich als ungeeignet, da es hier zu Beginn häufiger zu Störungen und Unterbrechungen durch das schlafmedizinische Personal kam. Part 4 wurde nicht verwendet, da bei Studienteilnehmern mit kürzerer Schlafzeit nur 3 statt 4 Parts vorhanden sind. Daher wurden für die Klassifikation nur Zeitabschnitte aus dem 2. und 3. Part verwendet.

Die Ergebnisse der Schlaf-Wach-Klassifikation sind in Tabelle 5 als Konfusionsmatrix dargestellt. Für die Zustände wach und schlafend ist jeweils die Anzahl der richtig und falsch klassifizierten 30-Sekunden-Ausschnitte aus der Kinect-Aufnahme angegeben. Die Sensitivität und Spezifität geben das Verhältnis der richtig klassifizierten Ausschnitte zu der Gesamtzahl der Referenzausschnitte für den jeweiligen Zustand an. Schlaf wird mit einer Wahrscheinlichkeit

von 95 % als solcher erkannt. Der Wachzustand wird hingegen nur zu 33 % richtig detektiert, weil unmittelbar vor dem Einschlafen mehrheitlich wenig Bewegung stattfindet. Ein gewisser Grad an Bewegung ist jedoch für die Detektion der Wachphase notwendig, da die Unterscheidung zwischen Schlaf und Wachzustand nur auf dem Bewegungsmuster basiert. Zusätzlich sind in der Tabelle der positive und negative Vorhersagewert angegeben, welche die Zuverlässigkeit der klassifizierten Phasen angeben. In 78 % ist ein Ausschnitt, der als Wachzustand klassifiziert wurde, auch tatsächlich eine Wachphase. Ein Ausschnitt, der als Schlaf klassifiziert wurde, ist in 74 % faktisch eine Schlafphase. Für das Verfahren ergibt sich eine Gesamtgenauigkeit (Korrektklassifikationsrate) von 75 %. Hier ist zu beachten, dass der Anteil an Schlaf- und Wachphasen nicht ausgeglichen ist, sondern die Schlafphasen überwiegen und damit auch mehr richtig klassifizierte Schlafphasen in die Gesamtgenauigkeit mit eingehen, welche daher verhältnismäßig als gering einzuschätzen ist.

**Tabelle 5:** Konfusionsmatrix zur Klassifikation von Schlaf und Wachzustand.

		Referenz (PSG)			
		Wach	Schlafend	Zeilensumme	
<b>Klassifikation</b>	Wach	53	15	68	Positiver Vorhersagewert: 78 %
	Schlafend	110	314	424	
	Spaltensumme	163	329	492	
		Sensitivität: 33 %	Spezifität: 95 %		

### 6.3.2 Detektion von Apnoen bzw. Hypopnoen

Die Voraussetzung für einen adäquaten Vergleich von PSG und Kinect bezüglich der Detektion von Apnoen und Hypopnoen ist eine gute Signalqualität des Atemsignals der Kinect. Ein durchgängig gutes Atemsignal über die gesamte Aufnahmezeit sowie eine genügende Aufnahmelänge liegen bei 47 Probanden vor, welche daher für die folgenden Analysen herangezogen wurden.

### Apnoen und Hypopnoen der Kinect versus Apnoen und Hypopnoen der PSG

Die von beiden Systemen detektierte Anzahl der Apnoen und Hypopnoen ist für jeden Probanden in Abbildung 13 in einem Streudiagramm aufgetragen. Die Anzahl der von der Kinect registrierten Apnoen und Hypopnoen liegt teilweise über und teilweise unter der Anzahl derer, die mit der PSG ermittelt wurden. Für die Messwerte besteht unter Berücksichtigung der einzelnen Gruppen am ehesten ein linearer Zusammenhang, der durch die jeweilige Regressionsgerade beschrieben wird. Für die Gruppe mit OSA ist mit einem hohen Korrelationskoeffizienten nach Pearson eine signifikante, starke Korrelation der Messwerte gegeben ( $r = 0,804$ ,  $p < 0,001$ ). Bei der RLS-Gruppe hingegen korrelieren die Messwerte nur mäßig und nicht signifikant ( $r = 0,428$ ,  $p = 0,145$ ), während bei der gesunden Kohorte ein signifikanter, deutlicher linearer Zusammenhang besteht ( $r = 0,669$ ,  $p = 0,009$ ). Zu beachten ist, dass von der Kinect die Anzahl der Ereignisse der gesamten Aufnahmezeit verwendet wurde, während von der PSG nur jene Ereignisse aufgetragen wurden, die in der Schlafzeit aufgetreten sind. Im Rahmen der polysomnographischen Auswertung ist es üblich, nur die Ereignisse in der Schlafzeit zu beurteilen. Für die Kinect wurde dennoch die Aufnahmezeit verwendet, um den Einfluss von Fehlern aus der Schlaf-Wach-Klassifikation, die mittels Kinect durchgeführt wurde, zu vermeiden. Außerdem treten definitionsgemäß Apnoen und Hypopnoen im Rahmen der OSA nur während des Schlafes auf, weshalb keine zusätzlichen Ereignisse in der Wachzeit detektiert werden sollten.

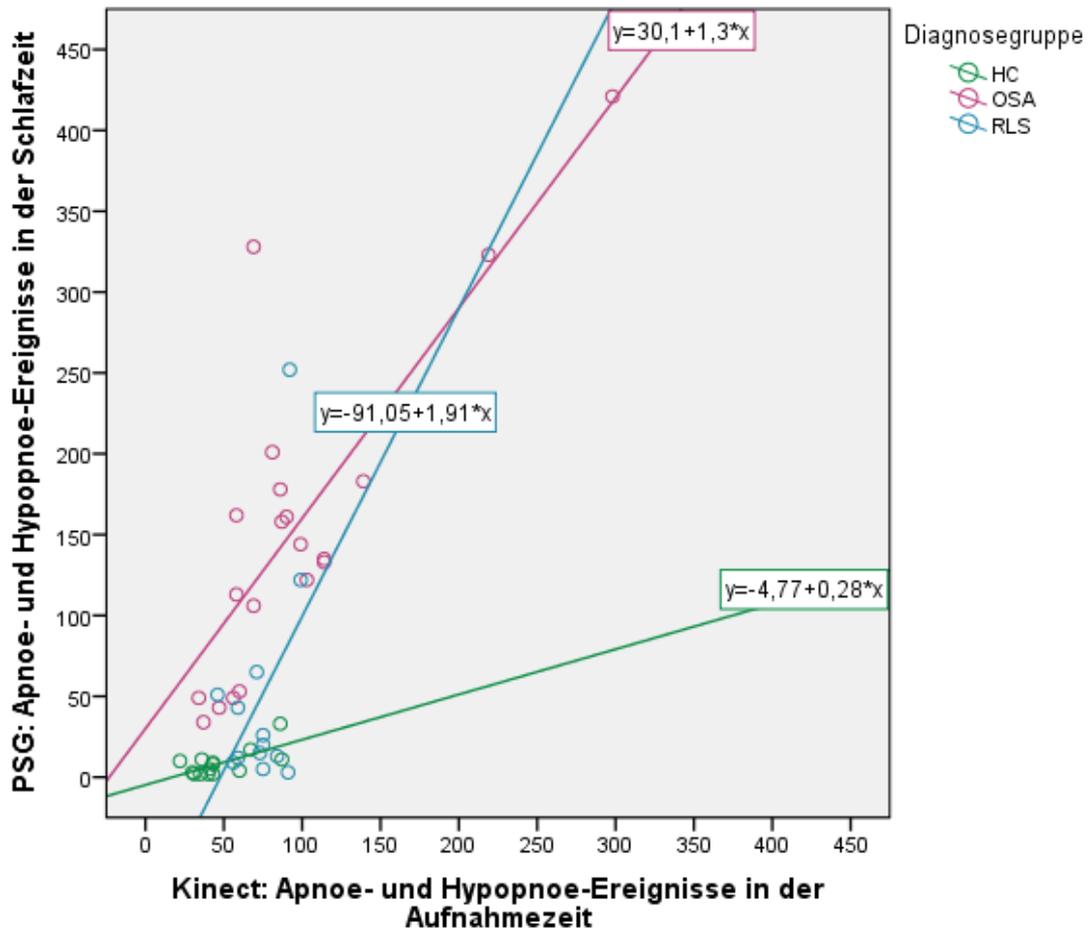
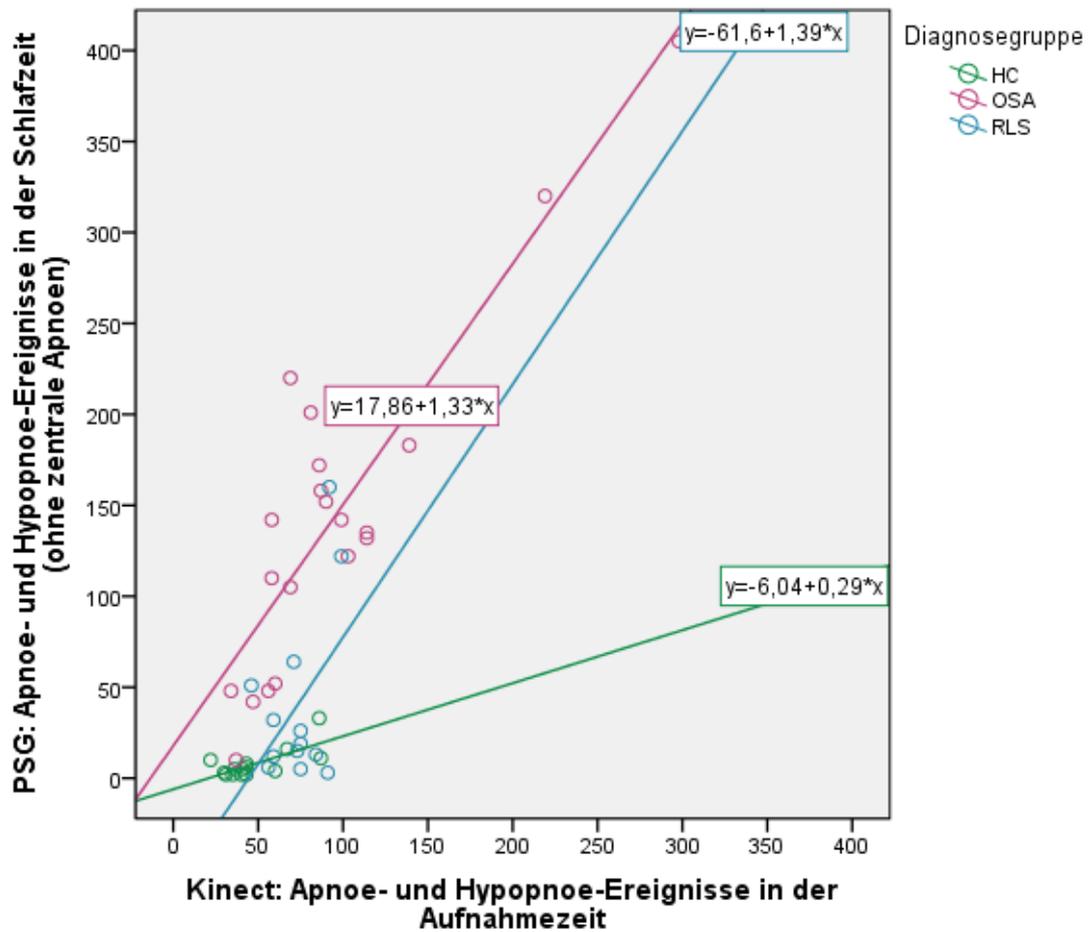


Abbildung 13: Streudiagramm für Apnoe- und Hypopnoe-Ereignisse (HC: Healthy Control).

### Apnoen und Hypopnoen der Kinect versus Apnoen und Hypopnoen der PSG ohne zentrale Apnoen

Während bei obstruktiven Apnoen und Hypopnoen weiterhin Atemexkursionen vorhanden sind, wenn auch in geringerem Maße als bei normaler Atmung, sistiert die Atembewegung bei zentralen Apnoen vollständig. Es ist daher anzunehmen, dass die zentralen Apnoen vom Kinect-System besonders gut erfasst werden können, da hier eine deutliche Bewegungsänderung stattfindet. Um sicherzugehen, dass durch das Kinect-System aber nicht nur zentrale Apnoen, sondern auch obstruktive Apnoen und Hypopnoen erfasst werden, wurde ein statistischer Vergleich von Kinect-System und PSG durchgeführt, bei dem die mittels PSG ermittelten zentralen Apnoen nicht mit einbezogen wurden, sondern (abgesehen von seltener aufgetretenen gemischten Apnoen, welche mit einbezogen wurden) insbesondere mittels PSG gemessene obstruktive Apnoen mit den Kinect-Apnoen verglichen wurden. Das Ergebnis dieser statistischen Analyse stellt das Streudiagramm in Abbildung 14 dar. Bei der Betrachtung der Werte ist wiederum zu berücksichtigen, dass von der Kinect die Anzahl der Ereignisse der gesamten

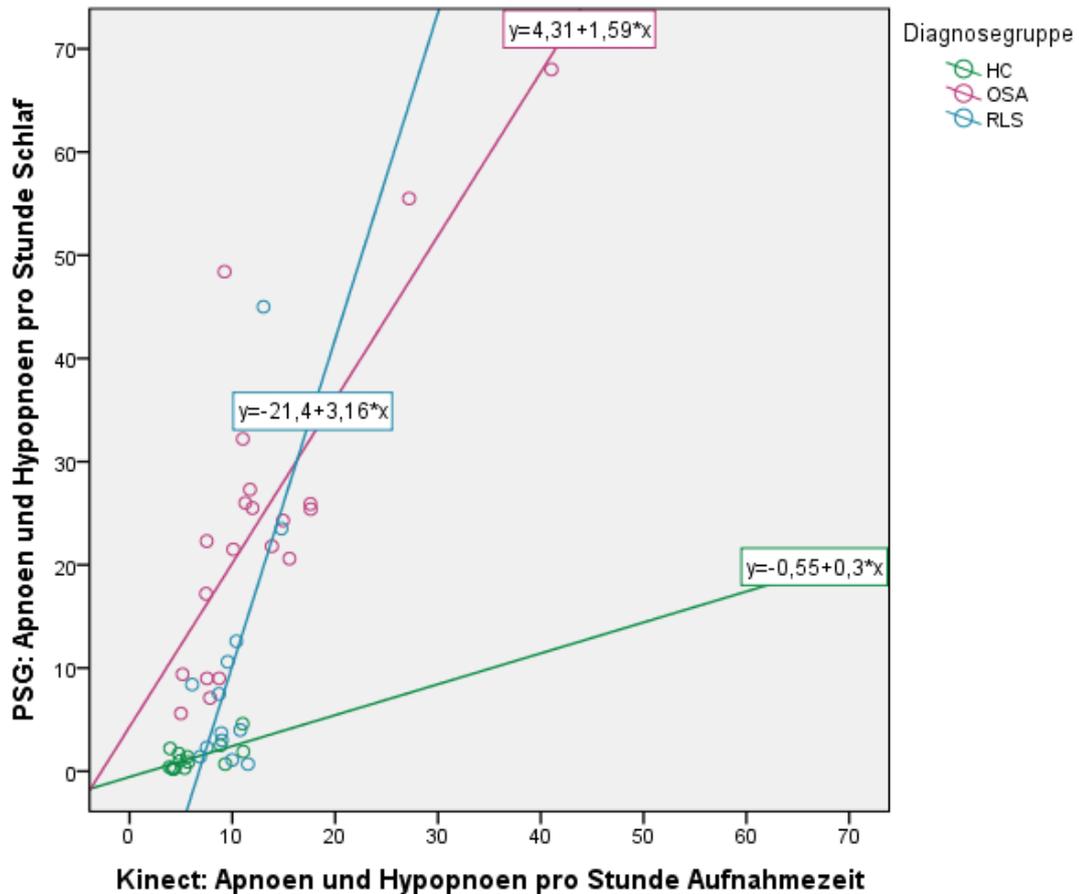
Aufnahmezeit verwendet wurde, während von der PSG nur jene Ereignisse aufgetragen wurden, die in der Schlafzeit aufgetreten sind. Für die OSA-Gruppe zeigt sich eine starke, signifikante Korrelation ( $r = 0,887$ ,  $p < 0,001$ ). In der gesunden Kohorte besteht ein deutlicher und signifikanter Zusammenhang ( $r = 0,701$ ,  $p = 0,005$ ), während in der RLS-Gruppe nur ein mäßiger Zusammenhang gegeben ist, der sich als nicht signifikant erweist ( $r = 0,445$ ,  $p = 0,128$ ). Für die einzelnen Gruppen werden folglich ähnliche Werte für Korrelation und Signifikanz erreicht wie in dem statistischen Vergleich, der auch die mittels PSG ermittelten zentralen Apnoen mit einschließt (zu sehen in Abbildung 13). Dies ist einerseits damit zu begründen, dass bei den untersuchten Patienten-Gruppen und gesunden Probanden nur wenige zentrale Apnoen aufgetreten sind. Andererseits bedeutet das, dass nicht nur zentrale Apnoen, sondern auch obstruktive Apnoen und Hypopnoen durch das Kinect-System erkannt werden und dass ein Sistieren des Atemflusses bei fortbestehender Atemanstrengung bei obstruktiven Apnoen zu einer Abnahme der Amplitude der Atemexkursionen führt, was als Bewegungsmuster von der Kinect erkannt werden kann.



**Abbildung 14:** Streudiagramm für Apnoe- und Hypopnoe-Ereignisse ohne die mittels PSG ermittelten zentralen Apnoen (HC: Healthy Control).

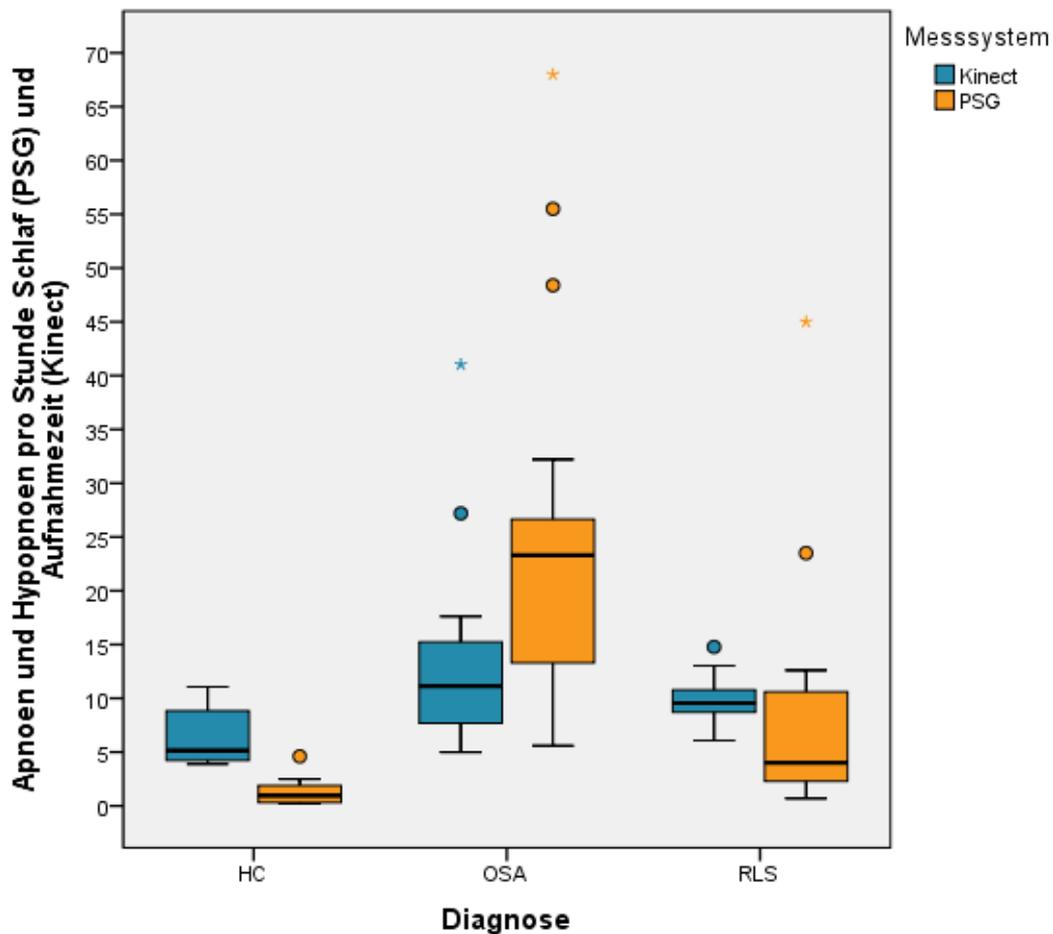
#### AHI der Kinect berechnet mit der Aufnahmezeit versus AHI der PSG

Da für die Diagnosestellung und Klassifikation der OSA der AHI im klinischen Alltag von größerer Bedeutung ist als die Angabe der Gesamtanzahl von Apnoen und Hypopnoen im Schlaf, wurde für beide Systeme der jeweilige Index ermittelt und in dem Streudiagramm in Abbildung 15 gegeneinander aufgetragen. Innerhalb der RLS-Gruppe korrelieren die Messwerte deutlich und signifikant ( $r = 0,616$ ,  $p = 0,025$ ). In den anderen beiden Gruppen nehmen Korrelationskoeffizient nach Pearson und Signifikanz annähernd gleiche Werte an wie bei der Untersuchung der Anzahl der Apnoen und Hypopnoen (OSA-Gruppe:  $r = 0,823$ ,  $p < 0,001$ ; HC-Gruppe:  $r = 0,647$ ,  $p = 0,013$ ).



**Abbildung 15:** Streudiagramm für Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect) (HC: Healthy Control).

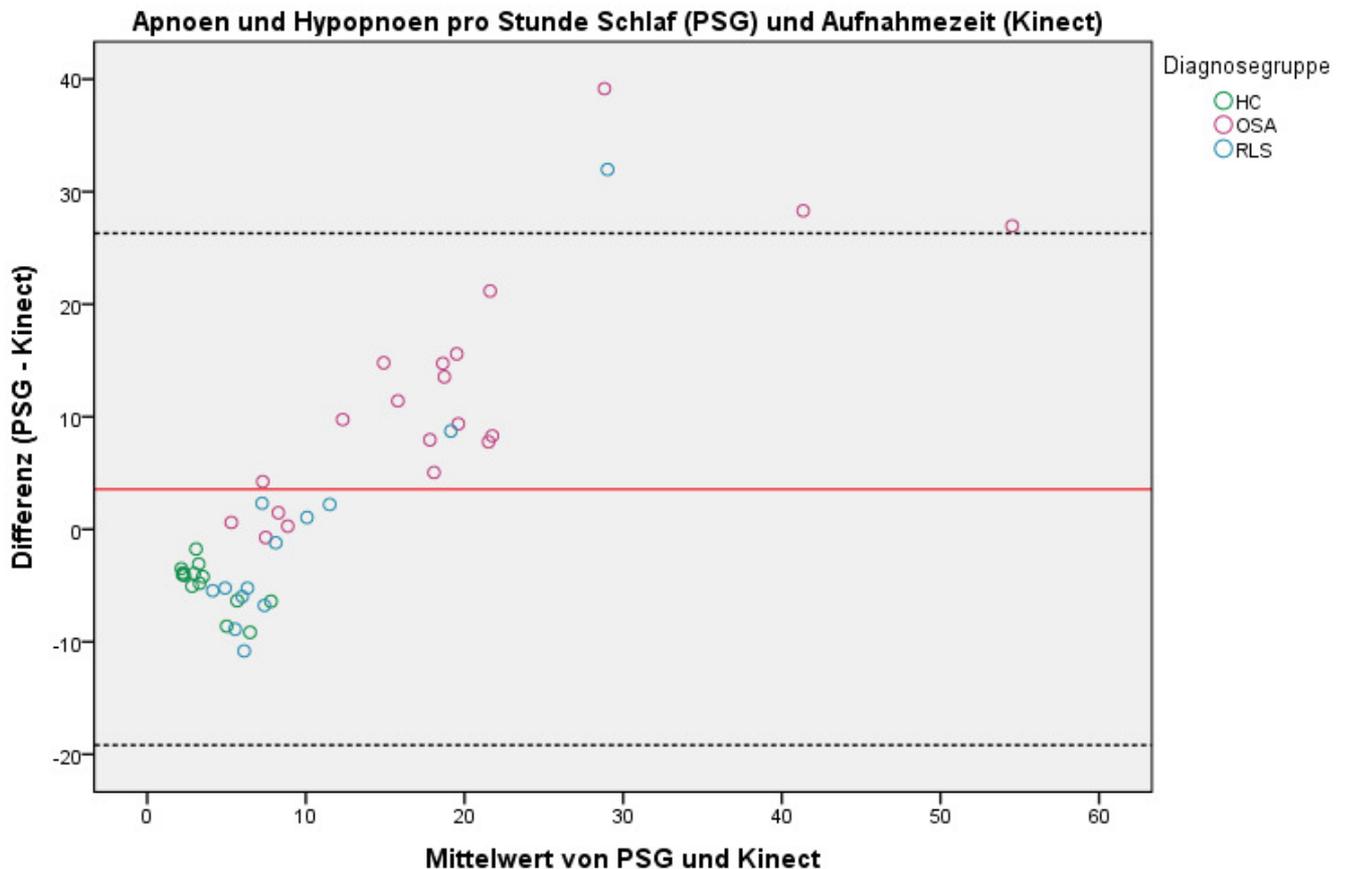
Die Verteilung der Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect) in den einzelnen Gruppen kann dem Box-Whisker-Plot in Abbildung 16 entnommen werden. Die Lage und Streuung der Daten, die mittels PSG und Kinect ermittelt wurden, sind recht unterschiedlich. Beispielsweise weisen die Messwerte der PSG eine große Streuung auf, während die Messwerte der Kinect näher beieinander liegen. Dennoch lassen sich für die einzelnen Gruppen für beide Messsysteme ähnliche Tendenzen erkennen. Der Median und die Spannweite sind für PSG und Kinect in der gesunden Kohorte am niedrigsten und in der Gruppe der OSA-Patienten am höchsten. Dazwischen liegen in beiden Messsystemen Median und Spannweite der RLS-Gruppe. Dies lässt sich damit begründen, dass in der RLS-Gruppe mehrere Patienten eine komorbide OSA aufwiesen.



**Abbildung 16:** Box-Whisker-Plot für Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect) (HC: Healthy Control).

Im Mittel beträgt die Differenz zwischen PSG und Kinect für die Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect) 3,57. Da dieser Wert statistisch signifikant von Null abweicht ( $p = 0,041$ ), kann davon ausgegangen werden, dass sich beide Methoden unterscheiden und nicht austauschbar sind. In dem Bland-Altman-Diagramm in Abbildung 17 sind neben dem Mittelwert der Differenzen auch die Limits of Agreement markiert, die mit 26,31 und -19,18 ein weit gefasstes Intervall eingrenzen, in dem 95 % der Differenzen liegen. Anhand des Verlaufs der eingetragenen Werte kann geschlossen werden, dass je höher der Mittelwert von PSG und Kinect ist, desto mehr weichen die Messwerte der beiden Messsysteme voneinander ab. Weiterhin lässt sich erkennen, dass die Differenzen für die gesunde Kohorte ausschließlich negativ sind, während für die OSA-Gruppe überwiegend positive Differenzen vorliegen. Folglich ist der polysomnographisch ermittelte AHI in der gesunden Kohorte stets kleiner als der mittels Kinect erhobene Index für Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Aufnahmezeit. Für die OSA-Gruppe zeigt sich größtenteils ein umgekehrtes Verhältnis. Der

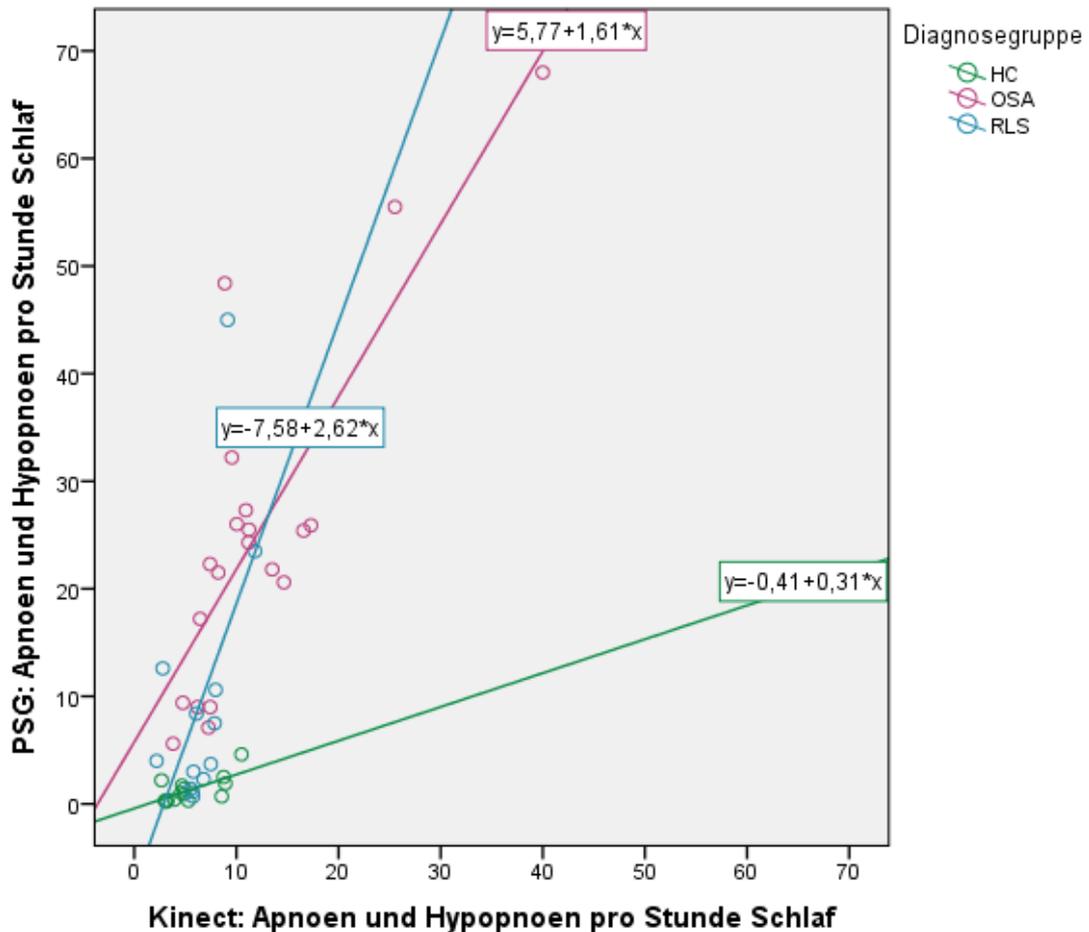
polysomnographisch ermittelte AHI ist bei OSA-Patienten zumeist höher als der mittels Kinect erhobene Index für Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Aufnahmezeit. Zusammengefasst liegen für die 3 Gruppen systematische Fehler vor, die jeweils durch die Regressionsgerade aus dem Streudiagramm in Abbildung 15 korrigiert werden können.



**Abbildung 17:** Bland-Altman-Diagramm für die Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect) (Rote Linie: Mittelwert der Differenzen, gepunktete Linie: Limits of Agreement, HC: Healthy Control).

### AHI der Kinect berechnet mit der Schlafzeit versus AHI der PSG

Um einen Vergleich von Indices zu ermöglichen, die sich auf den gleichen Zeitabschnitt beziehen, wurden aus dem Kinect-Signal alle Ereignisse für die mittels PSG ermittelte Schlafzeit selektiert. In Abbildung 18 sind für PSG und Kinect die Anzahl der Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf in einem Streudiagramm dargestellt. In der RLS-Gruppe ist der lineare Zusammenhang laut Pearson deutlich, jedoch gemäß dem p-Wert nicht signifikant ( $r = 0,530$ ,  $p = 0,063$ ). Für die OSA-Gruppe zeigt sich wieder eine hohe, signifikante Korrelation ( $r = 0,826$ ,  $p < 0,001$ ) und für die HC-Gruppe eine deutliche, signifikante Korrelation ( $r = 0,666$ ,  $p = 0,009$ ).



**Abbildung 18:** Streudiagramm für Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf, welcher durch die PSG ermittelt wurde (HC: Healthy Control).

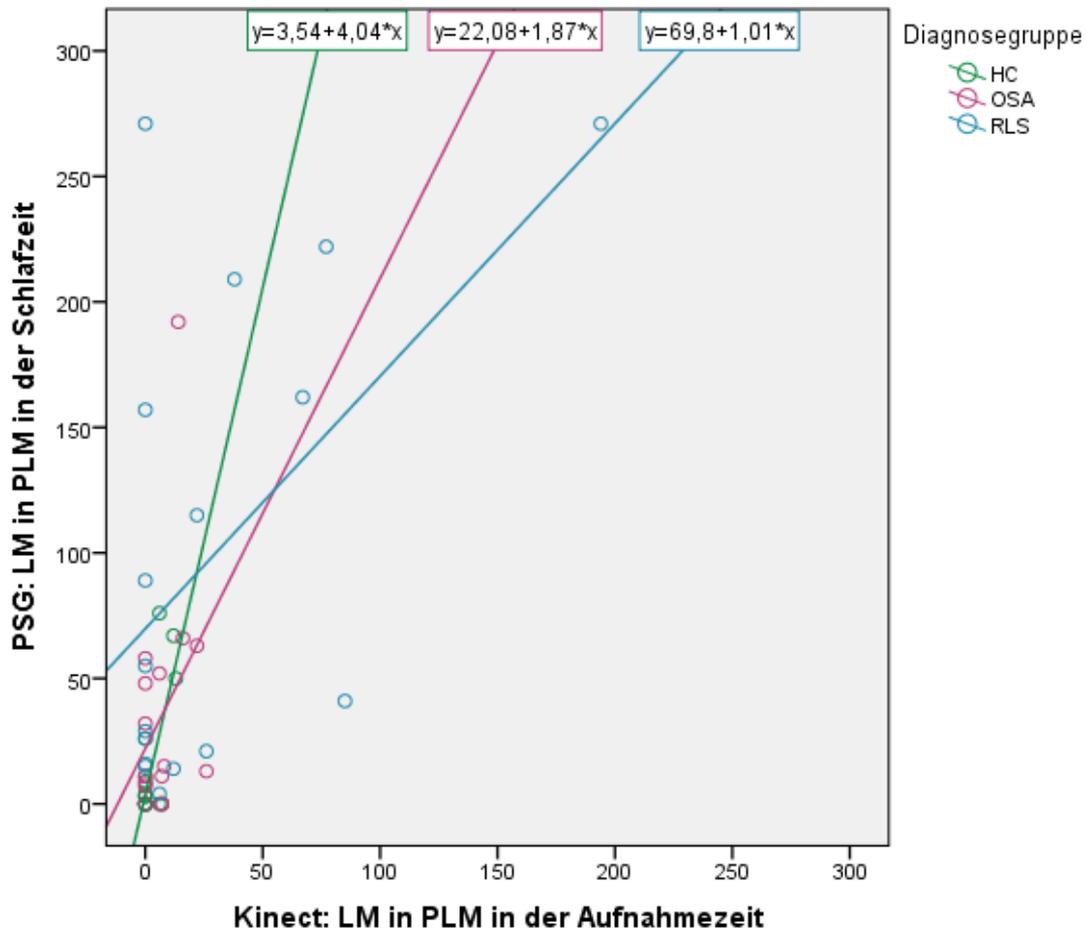
Folglich ist das Kinect-System ein geeignetes Messinstrument, um Apnoen und Hypopnoen zu detektieren. Am besten funktioniert die Erfassung der Ereignisse in der Gruppe mit OSA-Patienten, denn hier zeigen die Messwerte der Kinect eine starke Übereinstimmung mit der Referenzmethode. In der gesunden Kohorte liegt immerhin eine deutliche Übereinstimmung vor, sodass hier bei der Detektion von Apnoen und Hypopnoen von relativ validen Ergebnissen ausgegangen werden kann. Lediglich in der RLS-Gruppe liegt nur eine deutliche bis mäßige Übereinstimmung vor, weshalb die hier detektierten Ereignisse nur eingeschränkte Aussagekraft besitzen.

### 6.3.3 Detektion von Beinbewegungen

Eine durchgehend gute Signalqualität des Beinsignals der Kinect für die gesamte Aufnahmezeit sowie eine ausreichend lange Aufnahmezeit liegen bei 51 Probanden vor, welche daher in die folgenden Auswertungen eingingen.

#### LM in PLM der Kinect versus LM in PLM der PSG

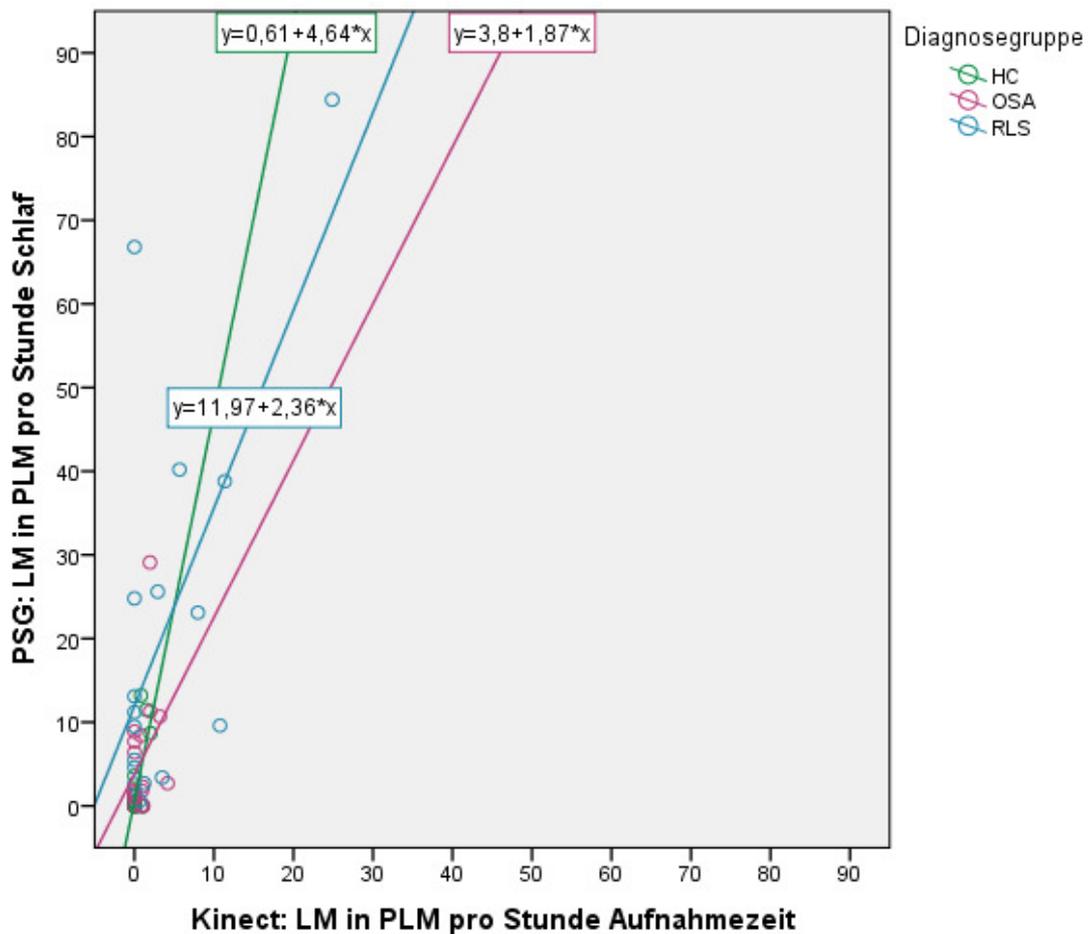
Mittels PSG und Kinect wurde jeweils die Anzahl der Beinbewegungen ermittelt, die während einer PLM-Sequenz aufgetreten sind, ab jetzt LM in PLM genannt. Die von beiden Systemen detektierte Anzahl der LM in PLM ist für jeden Patienten in Abbildung 19 in einem Streudiagramm aufgetragen. Es fällt auf, dass für einige Probanden die mit der Kinect bestimmte Anzahl der LM in PLM bei null liegt, während die polysomnographisch ermittelte Anzahl für die jeweiligen Probanden höhere Werte annimmt. Anhand der Anordnung der Messwerte der jeweiligen Gruppen kann am ehesten auf einen linearen Zusammenhang geschlossen werden, der durch die entsprechende Regressionsgerade verdeutlicht wird. Für die RLS-Gruppe und die gesunde Kohorte ist die Korrelation der Messwerte deutlich ausgeprägt und signifikant (RLS-Gruppe:  $r = 0,538$ ,  $p = 0,026$ ; HC-Gruppe:  $r = 0,715$ ,  $p = 0,001$ ). Bei der Gruppe mit OSA-Patienten korrelieren die Messwerte hingegen nur mäßig und nicht signifikant ( $r = 0,332$ ,  $p = 0,192$ ). Auch hier ist anzumerken, dass von der Kinect die Anzahl der Ereignisse von der gesamten Aufnahmezeit verwendet wurde und von der PSG nur die Anzahl der Ereignisse, die in der Schlafzeit aufgetreten sind. Da Beinbewegungen beim RLS auch in der Wachphase auftreten, könnten durch das Kinect-System zusätzlich Ereignisse erfasst werden, die in der polysomnographischen Auswertung nicht enthalten sind.



**Abbildung 19:** Streudiagramm für LM in PLM (HC: Healthy Control).

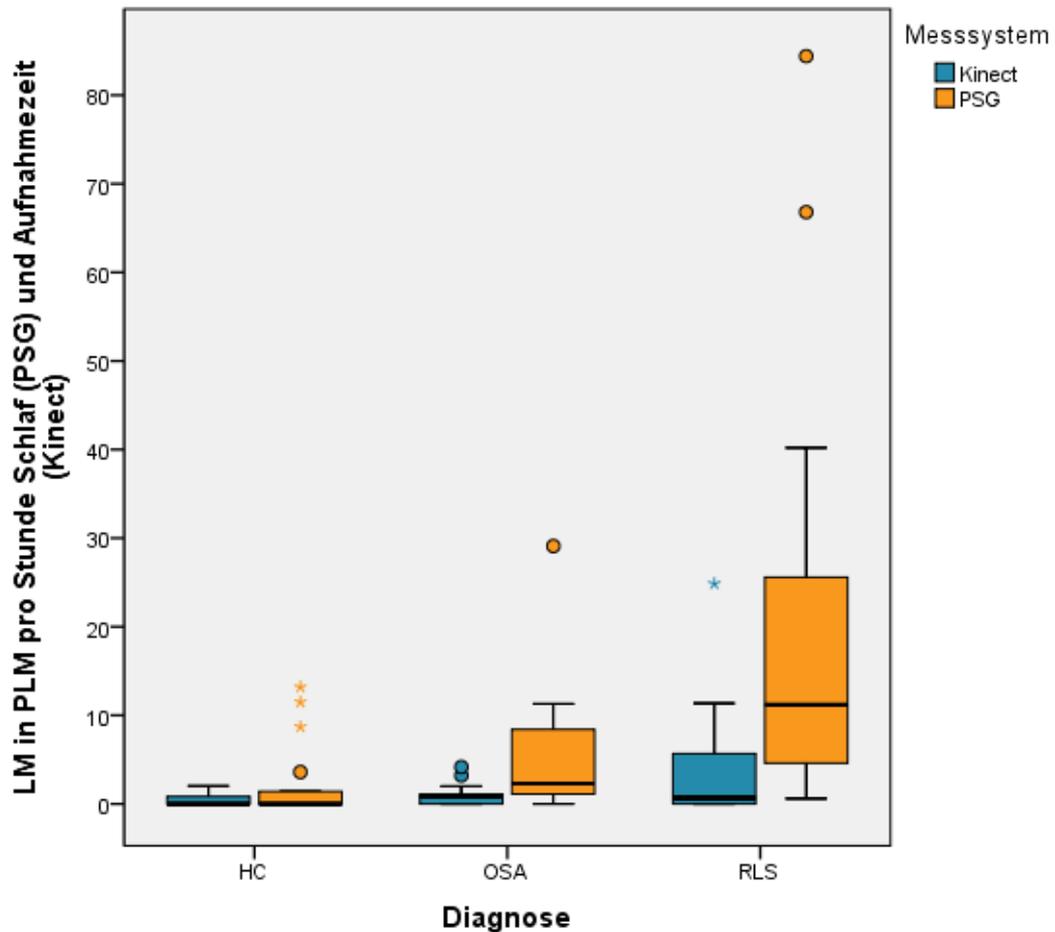
### PLM-Index der Kinect berechnet mit der Aufnahmezeit versus PLM-Index der PSG

Im klinischen Alltag wird anstelle der Anzahl der LM in PLM häufiger mit dem PLM-Index gearbeitet, welcher die Anzahl der LM in PLM pro Stunde Schlaf beschreibt. Aus diesem Grund wurde für die Kinect die Anzahl der LM in PLM pro Stunde Aufnahmezeit ermittelt und zum Vergleich gegen den PLM-Index der PSG im nachfolgenden Streudiagramm in Abbildung 20 aufgetragen. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson und die Signifikanz nehmen für die einzelnen Gruppen annähernd gleiche Werte an wie bei der Untersuchung der Anzahl der LM in PLM. Die Messwerte korrelieren innerhalb der RLS-Gruppe sowie der HC-Gruppe deutlich und signifikant (RLS-Gruppe:  $r = 0,654$ ,  $p = 0,004$ ; HC-Gruppe:  $r = 0,686$ ,  $p = 0,002$ ). In der OSA-Gruppe ist die Korrelation nur mäßig und nicht signifikant ausgeprägt ( $r = 0,323$ ,  $p = 0,207$ ).



**Abbildung 20:** Streudiagramm für LM in PLM pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect) (HC: Healthy Control).

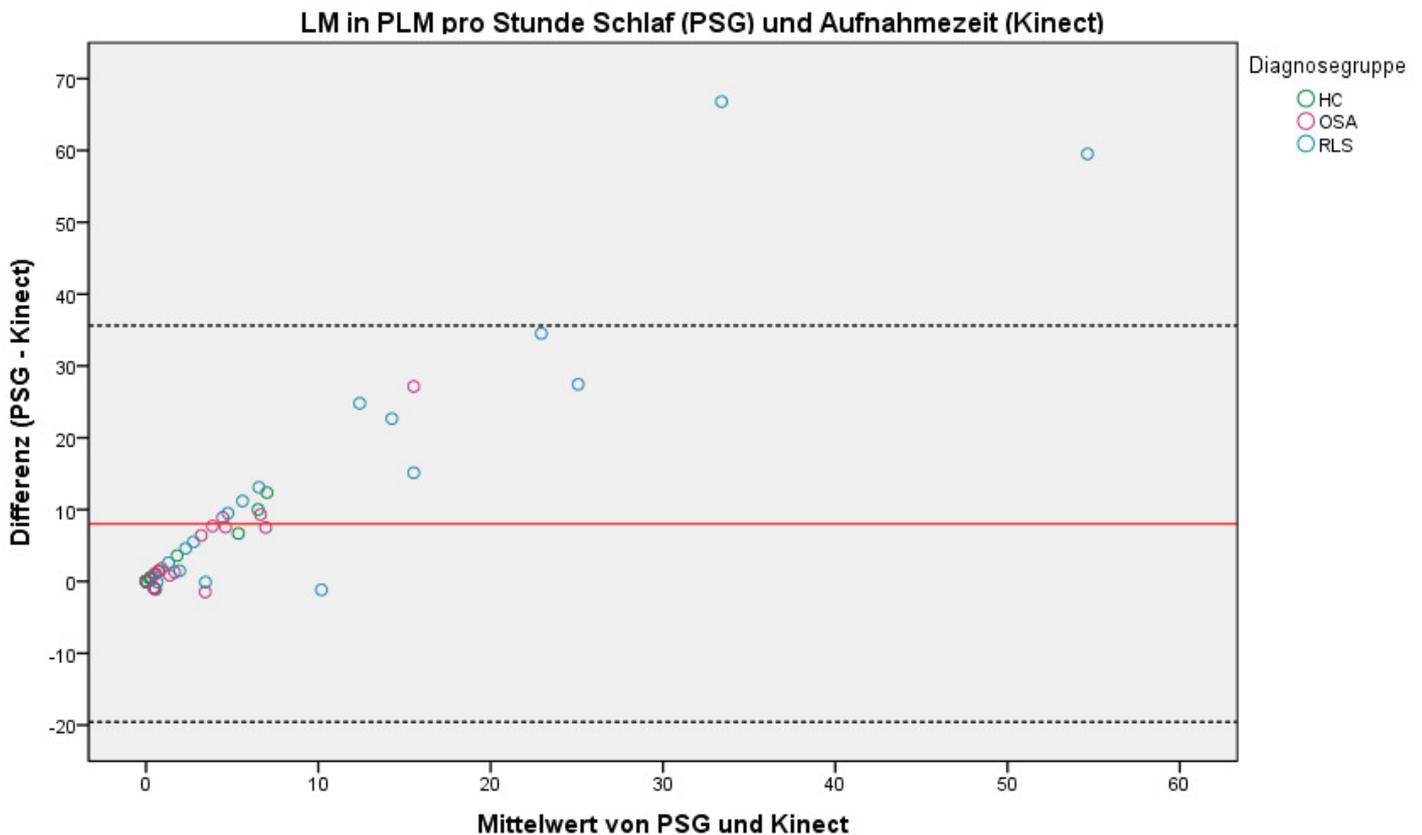
Der Box-Whisker-Plot in Abbildung 21 zeigt die Verteilung der LM in PLM pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect) für jede Gruppe getrennt. Die Spannweite der mittels PSG ermittelten Messwerte ist größer als die der mittels Kinect gemessenen Werte. Beim Vergleich der Gruppen lässt sich feststellen, dass die Spannweite für die gesunde Kohorte für beide Messsysteme am niedrigsten ist, während sie für die RLS-Gruppe am höchsten ist. Die Spannweite der Messwerte für die OSA-Gruppe liegt jeweils dazwischen. Für den Median kann diese Aussage allerdings nicht getroffen werden. Zwar ist er für beide Messsysteme in der gesunden Kohorte am niedrigsten, aber der Median der mittels Kinect erhobenen Messwerte ist in der OSA-Gruppe am höchsten, während der Median der polysomnographischen Messwerte in der RLS-Gruppe am höchsten ist.



**Abbildung 21:** Box-Whisker-Plot für LM in PLM pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect) (HC: Healthy Control).

Im Mittel beträgt die Differenz zwischen PSG und Kinect für die LM in PLM pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect) 8,03. Da dieser Wert statistisch signifikant von Null abweicht ( $p < 0,001$ ), kann davon ausgegangen werden, dass sich beide Methoden unterscheiden und nicht austauschbar sind. Das Bland-Altman-Diagramm in Abbildung 22 zeigt die Limits of Agreement, die bei 35,63 und -19,56 liegen und somit ein großes Konfidenzintervall der Differenzen umfassen. Viele Werte liegen auf der Geraden  $Differenz = 2 \times Mittelwert$ , da die mittels Kinect ermittelten Messwerte für die Beinbewegungen häufig bei null oder nur minimal größer liegen. Diese Überlegung begründet sich wie folgt: Die  $Differenz = PSG - Kinect$  wird für Werte  $Kinect \approx 0$  zu  $Differenz \approx PSG$  und der  $Mittelwert = \frac{PSG + Kinect}{2}$  wird durch Werte  $Kinect \approx 0$  zu  $Mittelwert \approx \frac{PSG}{2}$ .

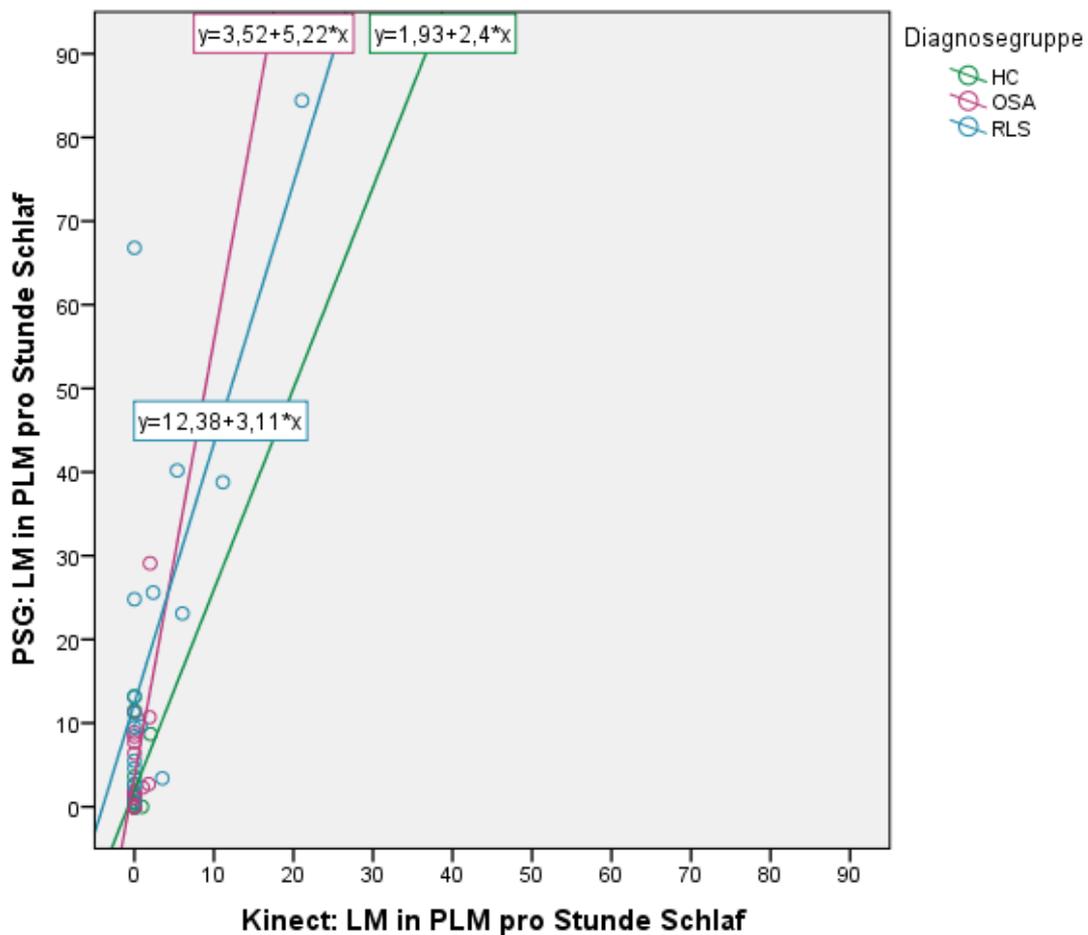
Der überwiegende Teil der Differenzen liegt im positiven Bereich. Folglich nimmt der PLM-Index der PSG zumeist höhere Werte an als die mittels Kinect erhobenen LM in PLM pro Stunde Aufnahmezeit.



**Abbildung 22:** Bland-Altman-Diagramm für LM in PLM pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect). (Rote Linie: Mittelwert der Differenzen, gepunktete Linie: Limits of Agreement, HC: Healthy Control).

### PLM-Index der Kinect berechnet mit der Schlafzeit versus PLM-Index der PSG

Für einen Vergleich von Indices, die sich beide auf die Schlafzeit beziehen, wurden im Folgenden für die Auswertung des Kinect-Signals nur die LM in PLM berücksichtigt, die in der von der PSG ermittelten Schlafzeit aufgetreten sind. Abbildung 23 zeigt ein Streudiagramm, in dem für PSG und Kinect der jeweilige PLM-Index aufgetragen ist. Die RLS- und OSA-Gruppe zeigen hier eine deutliche, signifikante Korrelation (RLS-Gruppe:  $r = 0,728$ ,  $p = 0,001$ ; OSA-Gruppe:  $r = 0,545$ ,  $p = 0,024$ ). Für die gesunde Kohorte lässt sich nur mäßig ein linearer Zusammenhang erkennen, welcher nicht signifikant ist ( $r = 0,290$ ,  $p = 0,258$ ).



**Abbildung 23:** Streudiagramm für LM in PLM pro Stunde Schlaf, welcher durch die PSG ermittelt wurde (HC: Healthy Control).

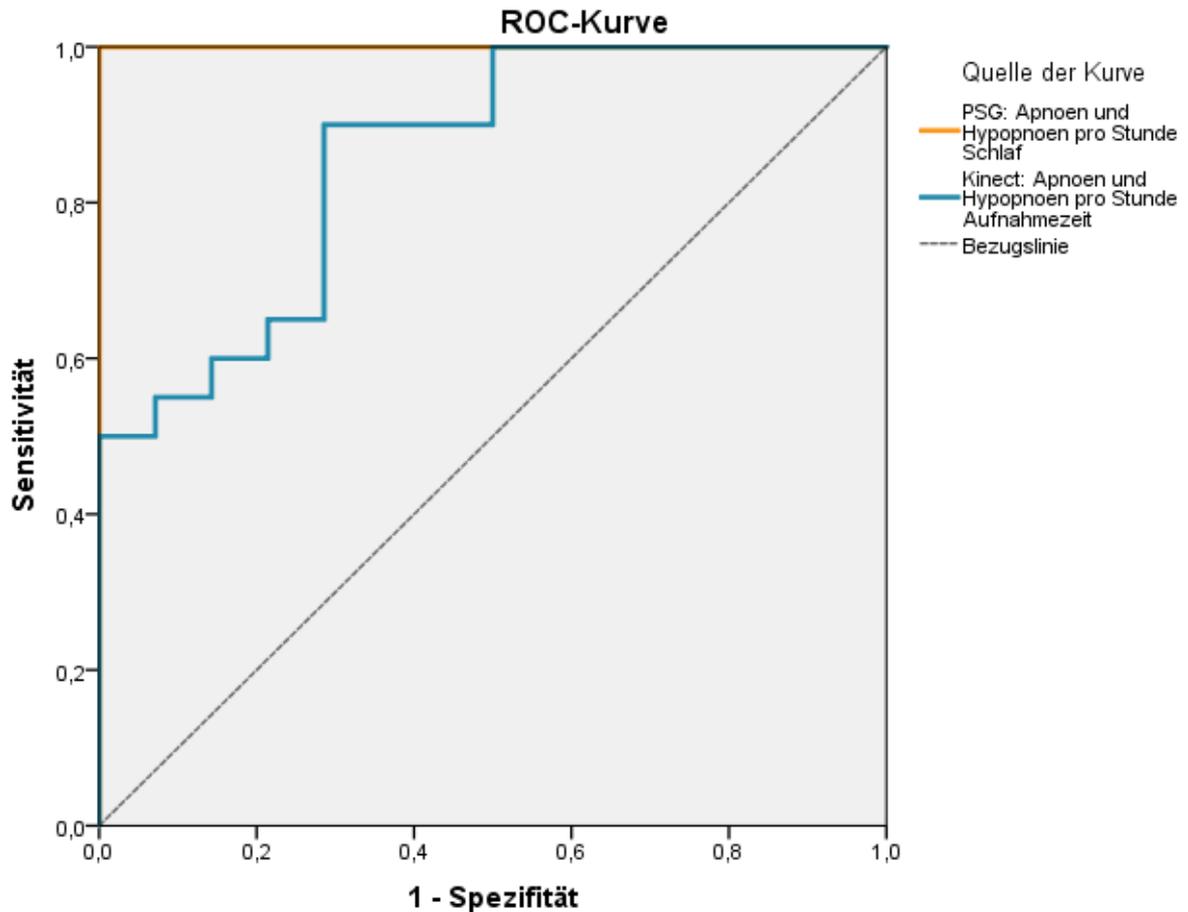
Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die Detektion von Beinbewegungen mittels Kinect-System möglich ist. Die Erfassung von LM in PLM erweist sich für die RLS-Gruppe als recht zuverlässig bei deutlicher Übereinstimmung mit der Referenzmethode. Für die gesunde Kohorte und die OSA-Gruppe zeigt sich eine deutliche bis mäßige Übereinstimmung, sodass mit den hier erzielten Ergebnissen nur unter Vorbehalt Aussagen zum Schlafverhalten getroffen werden können.

#### 6.3.4 Erkennung von Patienten mit Schlafstörungen

Im folgenden Abschnitt soll untersucht werden, ob die Detektion der Beinbewegungen und Apnoen bzw. Hypopnoen mittels Kinect ausreichend ist, um Schlafstörungen wie das RLS oder die OSA festzustellen. Hier wurden gleichermaßen nur Daten von jenen Probanden ausgewertet, bei denen das Kinect-Signal eine gute Signalqualität aufweist. Demzufolge wurden für die Untersuchung von Apnoen und Hypopnoen wiederum die Daten von 47 Probanden verwendet

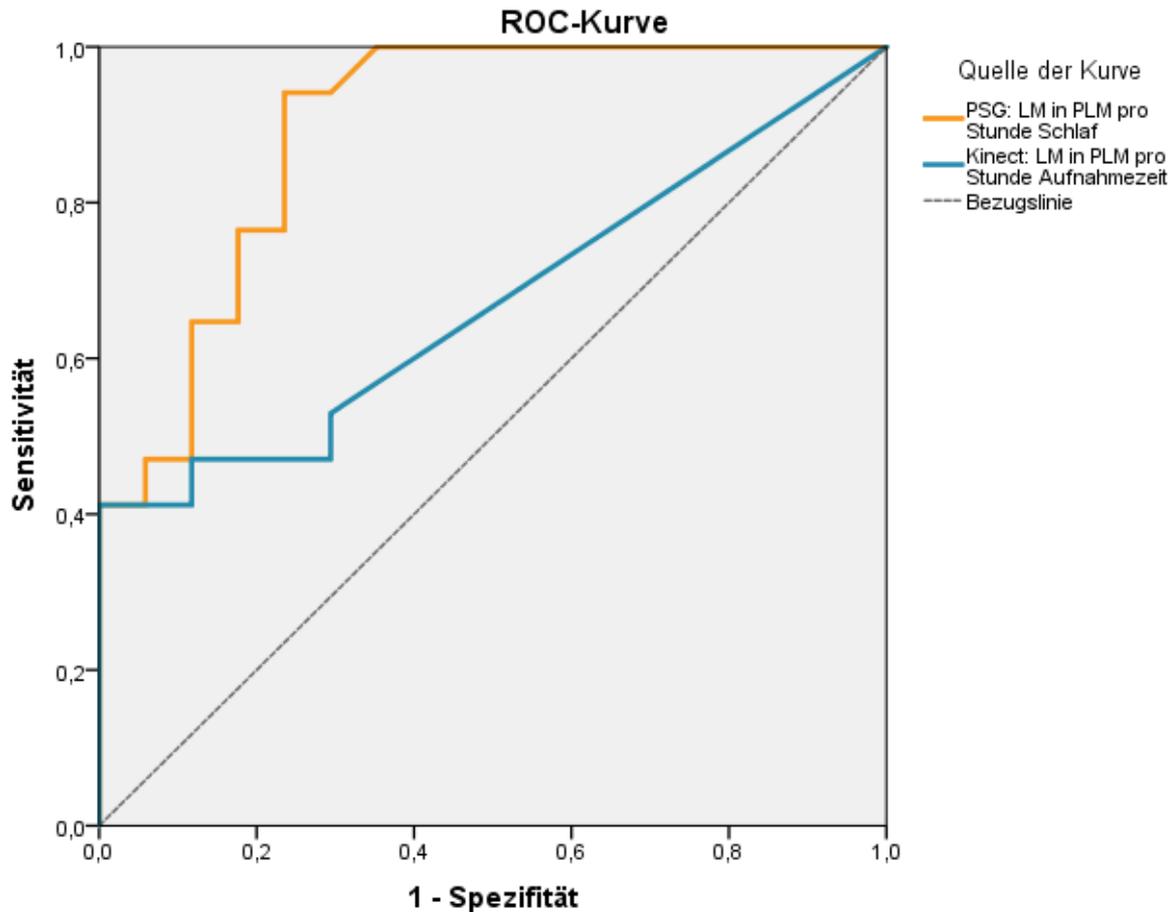
und für die Untersuchung von Beinbewegungen die Daten von 51 Probanden. Für die Beurteilung der Qualität einer Messmethode sind Spezifität und Sensitivität entscheidend. Um diese Gütekriterien für das Kinect-System zu berechnen, benötigt es für die jeweilige Erkrankung einen Cut-off-Wert, der Gesunde von Kranken trennt. Da es sich bei Kinect und PSG um unterschiedliche Messsysteme handelt, mit welchen verschiedene Indices berechnet wurden (die Indices der Kinect beziehen sich auf die Aufnahmezeit und die Indices der PSG auf die Schlafzeit), gelten nicht zwingend die gleichen Cut-off-Werte für beide Messsysteme. Vielmehr ist es sinnvoll, für das Kinect-System eigene Cut-off-Werte zu ermitteln. Dazu wurden ROC-Kurven erstellt, die auf den Abbildungen 24 bis 26 zu sehen sind.

Zur Abgrenzung von Patienten mit OSA gegenüber Schlafgesunden sind in der ROC-Kurve aus Abbildung 24 Spezifität und Sensitivität für unterschiedliche Cut-off-Werte für Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect) dargestellt. Der für die Kinect ermittelte optimale Cut-off-Wert liegt bei 6,6 Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Aufnahmezeit und geht mit einer Spezifität von 71 % und einer Sensitivität von 90 % einher. Die Area under the curve beträgt 0,86. Somit weist das Kinect-System eine gute Testgenauigkeit auf. Die Einteilung der Probanden in die Gruppe HC oder in die Gruppe OSA erfolgte anhand des AHI der PSG. Folglich beträgt die Area under the curve 1,0 und die für die PSG errechnete Spezifität und Sensitivität liegen für einen Cut-off-Wert von 5,1 Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Aufnahmezeit jeweils bei 100 %.



**Abbildung 24:** ROC-Kurve zur Abgrenzung von OSA-Patienten und Schlafgesunden anhand der Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect).

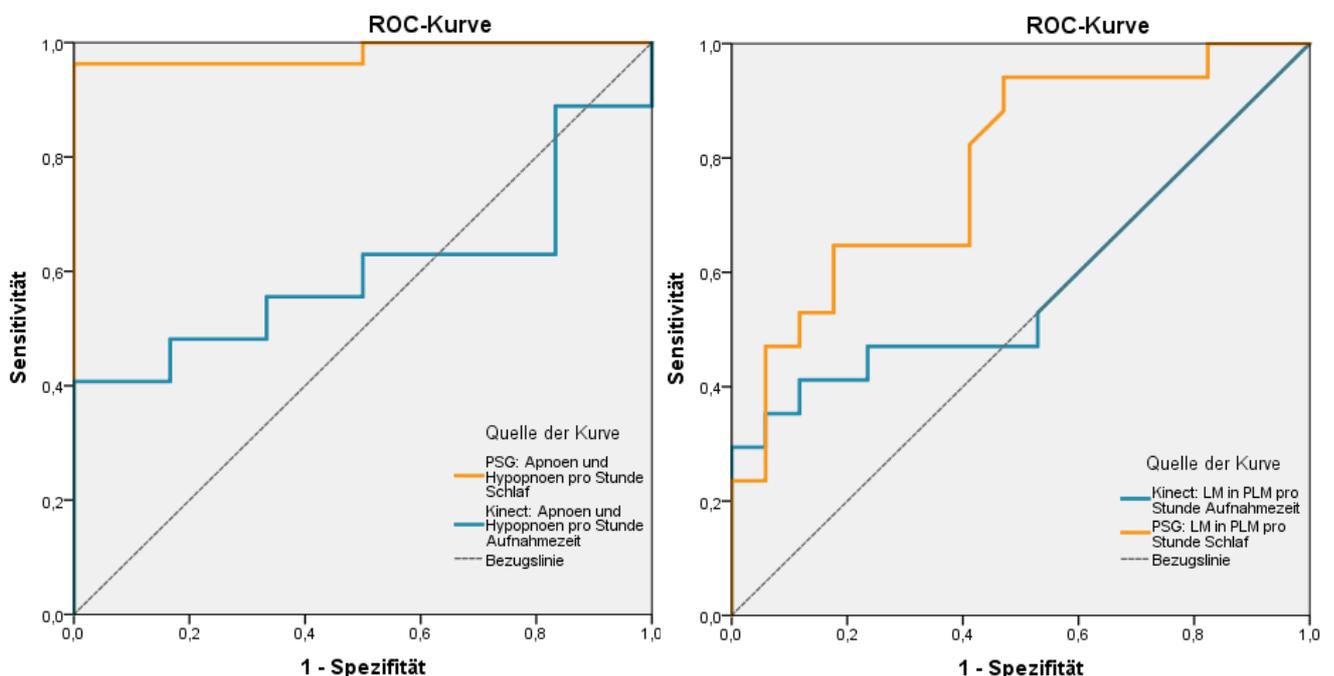
Abbildung 25 zeigt die ROC-Kurven zur Differenzierung von Patienten mit RLS und Schlafgesunden. Hier wurden anhand der LM in PLM pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect) Sensitivität und Spezifität für diverse Cut-off-Werte bestimmt. Bei einem Cut-off-Wert von 0,3 LM in PLM pro Stunde Aufnahmezeit liegen die für die Kinect ermittelte Sensitivität bei 53 % und die Spezifität bei 71 %. Bei einer Area under the curve von 0,68 ist die Testgenauigkeit als gering einzustufen. Da das RLS eine klinische Diagnose ist, die unabhängig vom polysomnographischen Befund gestellt wird, fallen Sensitivität und Spezifität ebenso für die PSG geringer aus. Der ermittelte optimale Cut-off-Wert liegt hier bei 2,0 LM in PLM pro Stunde Schlaf und geht mit einer Sensitivität von 94 % und einer Spezifität von 77 % einher. Die Area under the curve liegt hier bei 0,89, was auf eine gute Testgenauigkeit der PSG schließen lässt.



**Abbildung 25:** ROC-Kurve zur Abgrenzung von RLS-Patienten und Schlafgesunden anhand der LM in PLM pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect).

Inwiefern sich mit dem Kinect-System RLS- und OSA-Patienten voneinander abgrenzen lassen, kann Abbildung 26 entnommen werden. Links in der Abbildung wurden für beide Patientengruppen ROC-Kurven bezüglich der Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect) aufgetragen. Zu beachten ist hier, dass die Gruppe der OSA-Patienten auch die RLS-Patienten mit komorbider OSA einschließt. Die Gruppe der RLS-Patienten enthält nur die Patienten ohne OSA. Für das Kinect-System ist bei einem Cut-off-Wert von 10,0 Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Aufnahmezeit eine Sensitivität von 56 % und eine Spezifität von 67 % zu entnehmen. Mit einer Area under the curve von 0,60 weist das Kinect-System eine ungenügende Testgenauigkeit auf. Zum Vergleich verfügt die PSG über eine exzellente Testgenauigkeit mit einer Sensitivität von 96 % und einer Spezifität von 100 % bei einem Cut-off-Wert von 4,8 Apnoen bzw. Hypopnoen pro Stunde Schlaf sowie einer Area under the curve von 0,98.

Rechts in der Abbildung sind für beide Patientengruppen ROC-Kurven für die LM in PLM pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect) dargestellt. Für das Kinect-System lässt sich bei einer Sensitivität von 47 % und einer Spezifität von 77 % ein Cut-off-Wert von 1,1 LM in PLM pro Stunde Aufnahmezeit ermitteln. Auch hier liegt mit einer Area under the curve von 0,59 nur eine ungenügende Testgenauigkeit vor. Die PSG verfügt vergleichsweise über eine bessere Testgenauigkeit. Hier lässt sich von einer immerhin befriedigenden Testgenauigkeit ausgehen bei einem Cut-off-Wert von 9,2 LM in PLM pro Stunde Schlaf mit einer Sensitivität von 65 % und einer Spezifität von 82 % sowie einer Area under the curve von 0,78.



**Abbildung 26:** ROC-Kurven zur Abgrenzung von OSA- und RLS-Patienten. (Links: anhand der Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect), rechts: anhand der LM in PLM pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect)).

Zur Beurteilung, ob es signifikante Unterschiede zwischen der Gruppe mit RLS-Patienten, der Gruppe mit OSA-Patienten und der Gruppe mit Schlafgesunden gibt, wurde für die mittels Kinect-System erhobenen Daten eine Varianzanalyse durchgeführt. Voraussetzung für die Durchführung der einfaktoriellen ANOVA ist die Normalverteilung der Daten und die Varianzhomogenität.

Damit diese Bedingungen erfüllt werden können, wurden die Indices für Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Aufnahmezeit zunächst logarithmiert. Die Normalverteilung der logarithmierten Daten kann mit dem Shapiro-Wilk-Test überprüft werden. Dieser erwies sich als

nicht signifikant ( $p = 0,118$ ) und bestätigt somit das Vorliegen von logarithmisch normalverteilten Daten. Zur Überprüfung der Varianzhomogenität der Daten dient der Levene-Test. Dieser erwies sich als nicht signifikant ( $p = 0,100$ ), sodass folglich Varianzhomogenität vorliegt. Mithilfe der anschließend durchgeführten einfaktoriellen ANOVA konnte bestätigt werden, dass es bezüglich der Apnoen bzw. Hypopnoen signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen gibt ( $p < 0,001$ ). Der Post-hoc-Test nach Scheffé zeigt, welche Gruppen sich signifikant unterscheiden. Das Ergebnis ist in Tabelle 6 aufgeführt. Demnach bestehen signifikante Gruppenunterschiede zwischen der gesunden Kohorte und den OSA-Patienten sowie zwischen der gesunden Kohorte und den RLS-Patienten.

**Tabelle 6:** Post-hoc-Test nach Scheffé für Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect). (HC: Healthy Control, p-Werte  $\leq 0,05$  sind rot markiert).

Diagnosegruppe (I)	Diagnosegruppe (J)	Mittlere Differenz	Signifikanz
HC	OSA	-0,67	< 0,001
	RLS	-0,49	0,014
OSA	HC	0,67	< 0,001
	RLS	0,18	0,487
RLS	HC	0,49	0,014
	OSA	-0,18	0,487

Für die Indices der LM in PLM pro Stunde Aufnahmezeit waren die Kriterien für die normale Ausgabe der einfaktoriellen ANOVA nicht erfüllt. Die Daten waren selbst nach Transformation weder normalverteilt noch varianzhomogen. Daher wurde die robustere Welch-ANOVA durchgeführt, welche durch ihr signifikantes Ergebnis ( $p = 0,037$ ) bestätigt, dass Unterschiede zwischen den Gruppen bezüglich der LM in PLM bestehen. Wie Tabelle 7 zu entnehmen ist, konnte im Post-hoc-Test nach Games-Howell jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Gruppenpaarungen ermittelt werden.

**Tabelle 7:** Post-hoc-Test nach Games-Howell für LM in PLM pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect) (HC: Healthy Control).

Diagnosegruppe (I)	Diagnosegruppe (J)	Mittlere Differenz	Signifikanz
HC	OSA	-0,57	0,233
	RLS	-3,68	0,087
OSA	HC	0,57	0,233
	RLS	-3,11	0,168
RLS	HC	3,68	0,087
	OSA	3,11	0,168

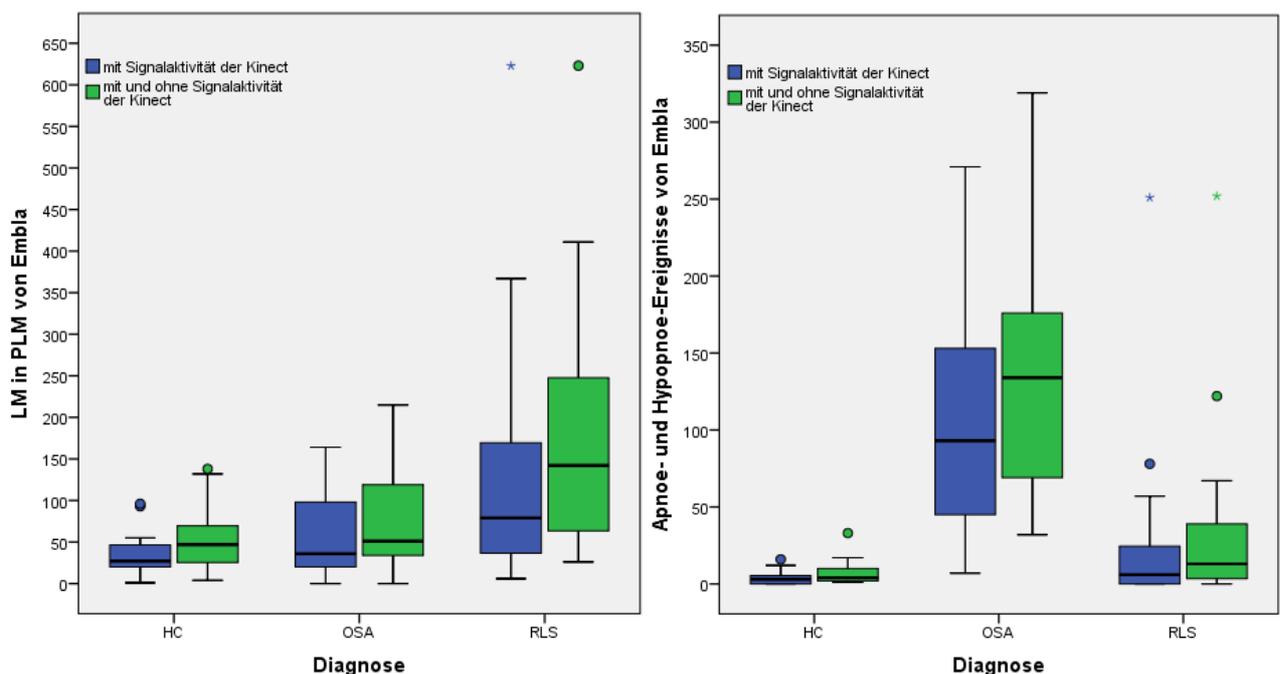
## 6.4 Evaluation der Methoden

Wie oben bereits festgestellt, werden mit dem Kinect-System, wenn man jeden Versuchsteilnehmer für sich betrachtet, teilweise mehr und teilweise weniger Ereignisse detektiert als mit der PSG. Um einschätzen zu können, ob diese Differenzen in der Ereignisdetektion auf das Kinect-Signal selbst oder den Algorithmus, der aus dem Kinect-Signal die Anzahl der Ereignisse bestimmt, zurückzuführen sind, wurde eine visuelle Analyse des Kinect-Signals vorgenommen. Es wurde manuell ausgezählt wie häufig die Ereignisse, die mittels PSG ermittelt wurden, mit einer Signalaktivität im Kinect-Signal einhergehen. In die Analyse wurden die Signale von allen 59 Probanden einbezogen, wobei nur Signalabschnitte mit guter Signalqualität beurteilt wurden. Entsprechend den Angaben in Tabelle 8 sind 77 % der Apnoe- und Hypopnoe-Ereignisse im Kinect-Signal sichtbar, während 23 % nicht sichtbar sind. Ähnlich verhält es sich mit den Ereignissen für LM in PLM. Hier zeigt sich bei 73 % der Ereignisse eine Signalaktivität im Kinect-Signal, welche bei 27 % in der rein visuellen Analyse nicht vorhanden ist.

**Tabelle 8:** Absolute und relative Häufigkeiten der Ereignisse der PSG mit und ohne Signalaktivität der Kinect.

	Apnoe-/Hypopnoe-Ereignisse der PSG		LM in PLM-Ereignisse der PSG	
	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent
Mit Signalaktivität der Kinect	2867	77 %	4406	73 %
Ohne Signalaktivität der Kinect	851	23 %	1649	27 %
Gesamt	3718	100 %	6055	100 %

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass etwa drei Viertel der mittels PSG ermittelten Ereignisse auch in der visuellen Analyse des Kinect-Signals nachvollzogen werden können. Zu berücksichtigen ist, dass dies nicht bedeutet, dass alle diese Ereignisse auch vom Algorithmus erkannt werden, da dieser mit Schwellenwerten arbeitet. Um zu überprüfen, ob die visuell detektierten Ereignisse ausreichen, eine Unterscheidung zwischen den Gruppen zu ermöglichen, wurden die Box-Whisker-Plots in Abbildung 27 erstellt. In der HC-Gruppe ist die Anzahl für Apnoe- und Hypopnoe-Ereignisse sowie für LM in PLM-Ereignisse mit und ohne Signalaktivität der Kinect jeweils am geringsten. Für die Patienten mit OSA ist die Anzahl der Apnoe- und Hypopnoe-Ereignisse jeweils am größten, wobei hingegen für die Patienten mit RLS die Anzahl der LM in PLM-Ereignisse jeweils am größten ist. Die im Kinect-Signal nicht sichtbaren mittels PSG ermittelten Ereignisse verteilen sich folglich auf alle Gruppen. Demnach reicht die Anzahl der im Kinect-Signal sichtbaren mittels PSG ermittelten Ereignisse aus, um eine Differenzierung zwischen den Gruppen zu erkennen.



**Abbildung 27:** Box-Whisker-Plots für die Anzahl der mittels PSG detektierten Ereignisse in der jeweiligen Gruppe mit und ohne Signalaktivität der Kinect (HC: Healthy Control).

Demzufolge lässt sich feststellen, dass die Differenzen der Messwerte von Kinect-System und PSG nicht allein durch den Algorithmus bedingt sind, sondern auch durch das Kinect-Signal selbst.

## 7 Diskussion

### 7.1 Zusammenfassung und Interpretation der Ergebnisse

In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, inwiefern mit der Kinect anhand von Bewegungsmustern Apnoen und Hypopnoen sowie periodische Beinbewegungen erfasst werden können. Des Weiteren wurde untersucht, ob es möglich ist, anhand einer Bewegungsanalyse einzuschätzen, ob der Proband schläft oder wach ist. Als Referenz für die Validierung der mittels Kinect erhobenen Messwerte diente die PSG. Es wurden Daten von insgesamt 59 Studienteilnehmern analysiert. Die Studienteilnehmer wurden bezüglich ihres Schlafverhaltens drei Gruppen zugeordnet: In der OSA-Gruppe waren 21 Probanden und in der RLS- sowie HC-Gruppe waren jeweils 19 Probanden.

Die Detektion von Apnoen (sowohl zentrale als auch obstruktive Apnoen) und Hypopnoen gelang mit dem Kinect-System mit guter Messgenauigkeit. Insbesondere in der Subgruppe der OSA-Patienten war die Korrelation der Messwerte von Kinect und PSG stark und hoch signifikant ausgeprägt. Bei dem ermittelten Schwellenwert von 6,6 Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Aufnahmezeit detektierte das Kinect-System die OSA mit einer Sensitivität, die mit der respiratorischen Polygraphie vergleichbar ist (79). Demzufolge kann das Kinect-System aus wissenschaftlicher Sicht als geeigneter Prätest angesehen werden, um Apnoen und Hypopnoen bei entsprechendem Verdacht zu detektieren. Analog zur Polygraphie ist der Einsatz des Kinect-Systems im häuslichen Umfeld im Sinne einer dem Schlaflabor vorgeschalteten Untersuchung denkbar. Im Vergleich zur Polygraphie - wo der Schwellenwert für die Diagnose der OSA bei passender Symptomatik bei einem  $AHI \geq 5/h$  liegt – müsste bei der Auswertung und Beurteilung der mittels Kinect-System erhobenen Daten ein höherer Index berücksichtigt werden. Zur sicheren Diagnostik der OSA bzw. zum Ausschluss einer OSA stellt sich das Kinect-System bei moderater Spezifität als weniger geeignet heraus.

Fernerhin wies das Kinect-System bei der Erfassung der periodischen Beinbewegungen eine gute Messgenauigkeit auf. Im Gruppenvergleich zeigte sich die höchste Übereinstimmung zwischen Kinect und PSG in der RLS-Gruppe, in welcher die Messwerte einen deutlichen und signifikanten Zusammenhang ergaben. Jedoch lag bei der Abgrenzung von RLS-Patienten gegenüber Schlafgesunden bei dem ermittelten Schwellenwert von etwa 0,3 LM in PLM pro Stunde Aufnahmezeit nur eine geringe Testgenauigkeit vor. Daher ließen sich bezüglich der mittels Kinect ermittelten LM in PLM keine signifikanten Unterschiede zwischen den Diagnosegruppen ausmachen. Allerdings ist auch mittels PSG keine klare Trennung von RLS-Patienten und Schlafgesunden möglich, da das RLS eine klinische Diagnose ist und die

Diagnosestellung nicht von einer bestimmten Anzahl an periodischen Beinbewegungen abhängig ist, wenngleich diese für ein RLS typisch sind (12). Daneben treten auch bei Schlafgesunden Beinbewegungen im Schlaf auf ohne dass hieraus eine Pathologie abzuleiten ist (80).

Bei einigen Probanden misst die Kinect mehr Ereignisse als die PSG, bei anderen Probanden misst sie weniger Ereignisse als die PSG. Seitens des Kinect-Systems sind diese Differenzen sowohl auf den Algorithmus zurückzuführen, der aus dem Kinect-Signal die Anzahl der Ereignisse bestimmt, als auch auf das Kinect-Signal selbst. Mögliche Aspekte, welche die Genauigkeit des Kinect-System beeinflussen sind wie folgt: Die Signalextraktion des Atem- und Beinsignals erfolgt aus einem zuvor festgelegten Bereich im Videobild. Finden Bewegungen außerhalb dieses definierten Bereiches statt, werden sie nicht in die Signalextraktion mit einbezogen. Bei der Definition des Bereiches muss bedacht werden, dass dieser einerseits groß genug sein muss, um alle relevanten Bewegungen zu erfassen und andererseits klein genug sein muss, um nicht auch Bewegungen aus anderen Körperregionen einzuschließen. Insbesondere bei der Erfassung des Beinsignals erweist es sich dieser Balanceakt als schwierig, sodass es hier zu größeren Differenzen zwischen PSG und Kinect-System kommt. Des Weiteren können isometrische Muskelkontraktionen der Beine, die zu keiner sichtbaren Bewegung führen, mit dem Kinect-System nicht erfasst werden. Da sie jedoch eine elektrische Spannung erzeugen, kann ihre Aktivität mittels Oberflächen-EMG im Rahmen der PSG registriert werden. Dagegen werden sehr starke Bewegungen, die zu hohen Amplituden im Kinect-Signal führen, nicht als Beinbewegungen gezählt, sondern als Bewegungsartefakt gewertet, sobald sie einen bestimmten Schwellenwert überschreiten. Dies dient in erster Linie der Reduktion der Falsch-Positiv-Rate in der PLM-Detektion. Bewegungen des gesamten Körpers, schlagen sich auch im Beinsignal nieder und werden so aus der Wertung genommen. Allerdings gehen auf diese Weise sehr starke Beinbewegungen ebenso nicht mit in die Auswertung ein, sodass die Anzahl der mittels Kinect detektierten Beinbewegungen geringer ausfällt. Genauso lassen sich für die PSG Fehlerquellen postulieren, die zu einer Abweichung der Werte zwischen beiden Messsystemen führen können: Bei der PSG werden nur jene Beinbewegungen registriert, die durch eine Kontraktion des Musculus tibialis anterior verursacht werden, da nur über diesem Muskel Elektroden zur Aufzeichnung der Muskelaktivität angebracht sind. Kontraktionen anderer Muskeln der unteren Extremitäten werden von der PSG nicht erfasst. Diese können jedoch durchaus von dem Kinect-System registriert werden, wenn sie mit einem Bewegungseffekt einhergehen. Ferner bereitet bei der PSG die Schnittstelle zwischen Patient und Messgerät wiederkehrend Probleme, welche zu einer Verringerung der Messgenauigkeit führen. Beispielsweise kommt es vor, dass die Gurte zur Messung der Atemexkursionen verrutschen oder sich die Elektroden zur Messung der

Beinbewegungen lösen. Das Kinect-System hingegen misst kontaktlos und ist somit diesbezüglich der PSG überlegen.

Die Unterscheidung von Wachzustand und Schlaf mittels Kinect ist in der Studie zur vorliegenden Arbeit nicht zuverlässig gelungen. Zwar konnte Schlaf mit einer sehr hohen Wahrscheinlichkeit richtig erkannt werden, indessen wurde jedoch nur ein geringer Anteil an Wachphasen richtig detektiert, sodass sich bei gleicher Verteilung von Schlaf und Wachzustand eine relativ geringe Gesamtgenauigkeit ergeben würde, die nur wenig besser wäre als eine zufällige Einteilung. Möglicherweise hierfür ursächlich ist, dass für die Klassifikation von Schlaf und Wachzustand nur Daten von einem Teil der Studienkohorte verwendet wurden. Zudem erhielt der Klassifikationsalgorithmus ein Trainingsset, das nur aus OSA-Patienten bestand. OSA-Patienten weisen jedoch eine gestörte Schlafarchitektur auf: Tiefschlafphasen- und REM-Schlafphasen sind prozentual geringer und es kommt häufiger zu Weckreaktionen (81). Erschwerend hinzukommt, dass durch Desaturationen bedingte Arousals, die mit einem erhöhten Aktivitätsgrad einhergehen, zum Erwachen führen können, jedoch keinesfalls müssen. Die erneute Anwendung des Algorithmus auf einen größeren Datensatz, der nur mit schlafgesunden Probanden erstellt wurde, vermittelt möglicherweise neue Erkenntnisse. Dennoch ist infrage zu stellen, ob es überhaupt möglich ist, anhand einer Bewegungsanalyse wach von Schlaf zu unterscheiden. Aktuell gibt es nur wenige normative Daten bezüglich der Bewegung von Gesunden im Schlaf. Einen Ansatz bietet die Studie von Stefani et al., in der Bewegungen von Kopf, Hals, Rumpf und Extremitäten während des physiologischen Schlafes mittels PSG untersucht worden sind. In der Studie wurde eine durchschnittliche Anzahl von 10,2 Bewegungen pro Stunde Schlaf ermittelt, wobei die Bewegungen im REM-Schlaf stärker ausgeprägt waren als im NREM-Schlaf (80).

## **7.2 Limitationen der Studie**

Bei der Studie zur vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine Pilotstudie mit dem Anspruch, anhand einer übersichtlichen Stichprobe die Tauglichkeit einer neuen diagnostischen Methode in der Schlafmedizin zu beurteilen. Dementsprechend wurde eine geringe Fallzahl von 60 Probanden angestrebt, die mit 59 Studienteilnehmern annähernd erreicht worden ist. Es konnte gezeigt werden, dass mit dem Kinect-System eine Detektion von Beinbewegungen und Apnoen respektive Hypopnoen möglich ist. Nun benötigt es umfangreichere Studien mit größerer Fallzahl, um die Repräsentativität der Studienergebnisse zu belegen.

Als weitere Limitation ist die relativ hohe Fehleranfälligkeit des Kinect-Systems als Messmethode anzuführen. Diese ist wiederum mit einer erhöhten Dropout-Rate verbunden, da zur Qualitätssicherung nur Aufnahmen von Probanden in die Auswertung eingingen, bei denen für die gesamte Untersuchungsnacht eine gute Signalqualität von Atem- bzw. Beinsignal bestand. Als ursächliche Faktoren für Aufnahmen mit unzureichender Signalqualität oder vorzeitigem Abbruch konnten sowohl Probleme in der Hardware als auch in der Software identifiziert werden. Die Kinect V2 war ursprünglich vom Hersteller nicht zum Dauergebrauch konzipiert worden. So kam es während der klinischen Phase der Studie nach längerer Nutzung zu einem Ausfall der Kinect bedingt durch technische Obsoleszenz, sodass die Kamera ausgetauscht werden musste. Daneben war der Versuchsaufbau mit Computer im fahrbaren Rollcontainer und diversen Steckverbindungen mit geringer mechanischer Stabilität zwar transportabel und damit für den reibungslosen Ablauf der Studie zweckmäßig, aber auch anfällig für Kontaktverluste. Bei einigen Kinect-Signalen kam es zu einer Überlagerung von Atem- und Beinsignal, welche im Nachhinein auch durch Anwendung von Filtern nicht bereinigt werden konnte. Signalüberlagerungen entstehen, wenn sich die zuvor definierten Bereiche für die Signalextraktion überschneiden, was bei bestimmten Schlafpositionen vorkommen kann. Möglicherweise können die einzelnen Schritte der Signalextraktion noch optimiert werden.

Als zeitweilig problematisch erwiesen sich die enorme benötigte Speicherkapazität pro Kinect-Aufnahme sowie der erforderliche Arbeitsspeicher für die Datenauswertung. Letzteres war schließlich auch der limitierende Faktor, weshalb das Testset im Rahmen der Schlaf-Wach-Klassifikation nicht auf die Daten der übrigen Studienteilnehmer ausgeweitet worden ist, sondern stattdessen der Fokus auf die Signalauswertung zur Detektion von Beinbewegungen und Apnoen bzw. Hypopnoen gelegt wurde.

Unter den schlafgesunden Probanden zeigten verhältnismäßig viele Probanden periodische Beinbewegungen im Schlaf. Demgegenüber war der PLM-Index in der RLS-Gruppe bei einigen Patienten eher untypisch niedrig. Dadurch erwies sich auch die Abgrenzung von Schlafgesunden und RLS-Patienten anhand der mittels Kinect gemessenen Beinbewegungen als schwierig. In zukünftigen Studien könnte dies durch eine Anpassung der Einschlusskriterien reguliert werden oder aber durch eine Erhöhung der Teilnehmerzahl ausgeglichen werden.

### **7.3 Vergleich der Ergebnisse mit den Resultaten von anderen Studien**

Nach bestem Wissen des Autors wurden bisher 3 Studien durchgeführt, in denen die Kinect zur Analyse des Schlafes genutzt worden ist: Procházka et al. und Krüger et al. verwendeten die

Kinect zur Entwicklung einer Schlaf-Wach-Klassifikation, wobei die Polysomnographie jeweils als Referenz diente (71,72). Bei Procházka et al. ergab sich für die mittels Kinect erstellte Schlaf-Wach-Klassifikation mit 89 % eine höhere Gesamtgenauigkeit im Vergleich zur Studie der vorliegenden Arbeit, wo die Gesamtgenauigkeit nur bei 75 % lag. Zu berücksichtigen ist, dass bei der Studie von Procházka et al. nur eine sehr kleine Stichprobe mit 4 Probanden untersucht worden ist. Die Aussagekraft und Übertragbarkeit der Ergebnisse ist folglich eingeschränkt. Außerdem ist aus den zur Studie veröffentlichten Daten nicht zu entnehmen, mit welcher Wahrscheinlichkeit jeweils der Zustand schlafend bzw. wach festgestellt werden konnte. Es ist jedoch aufgrund der Funktionsweise des Kinect-Systems anzunehmen, dass auch in dieser Studie der Zustand schlafend mit weitaus höherer Wahrscheinlichkeit richtig klassifiziert wurde als der Zustand wach. Bei der in der Studie von Procházka et al. verwendeten Aufzeichnungszeit von 8 Stunden ist davon auszugehen, dass ein unverhältnismäßig großer Teil an Schlafphasen in die Klassifikation einging und sich somit eine scheinbar bessere Gesamtgenauigkeit ergab.

Die Arbeitsgruppe von Krüger et al. testete 3 verschiedene Algorithmen zur Schlaf-Wach-Klassifikation. Als Grundlage für die Auswertung dienten Daten von zwei Untersuchungs Nächten mit demselben Probanden. Auch hier handelt es sich folglich um eine sehr kleine Stichprobe. Für die erste Untersuchungsnacht ergab sich je nach verwendetem Algorithmus eine Gesamtgenauigkeit für die Schlaf-Wach-Klassifikation von 85 bis 87 %, wobei das Verhältnis von Wachphasen und Schlafphasen bei 24 zu 76 % lag. Bei der zweiten Untersuchungsnacht lag die Gesamtgenauigkeit zwischen 92 und 94 % und das Verhältnis von Wachzustand und Schlafzustand lag bei 6 zu 94 %. Interessanterweise enthielt die erste Untersuchungsnacht einen größeren Anteil an Wachphasen als die zweite Untersuchungsnacht und erzielte damit eine geringere Gesamtgenauigkeit. Verglichen mit den Ergebnissen der Studie zur vorliegenden Arbeit, bei der das Verhältnis von Wachzustand und Schlafzustand bei 33 zu 67 % bei einer Gesamtgenauigkeit von 75 % lag, lässt sich eine klare Tendenz dafür erkennen, dass ein höherer Schlafphasenanteil mit einer höheren Gesamtgenauigkeit einhergeht.

Garn et al. setzten die Kinect zur Detektion von Beinbewegungen ein (73). In ihrer Studie untersuchten sie 17 Patienten mittels Kinect-System und PSG für eine Nacht im Schlaflabor. Welche schlafmedizinischen Erkrankungen die untersuchten Patienten hatten und ob bzw. wie viele Patienten mit RLS an der Studie teilnahmen ist der Publikation nicht zu entnehmen. Bei 7 Patienten lagen entweder in den PSG- oder in den Kinectaufnahmen Datenartefakte vor, sodass diese verworfen wurden. Hier ist demnach eine relativ hohe Dropout-Rate zu postulieren. Für die übrigen 10 Patienten wurde die Anzahl der Beinbewegungen aus den Kinectaufnahmen bestimmt und mit der visuellen Auswertung von 2D-Infrarotvideos verglichen. Hieraus ergaben sich eine

Richtig-positiv-Rate von 98 %, eine Falsch-negativ-Rate von 2 % sowie ein positiver Vorhersagewert von 98 %. Garn et al. beschreiben, dass in einigen Fällen mittels Kinect-System Beinbewegungen detektiert worden sind, die in der visuellen Analyse der 2D-Infrarotvideos zuvor nicht registriert worden sind. In einer nachträglich durchgeführten zweiten Auswertung der 2D-Infrarotvideos wurden dann Korrekturen der ersten Auswertung vorgenommen. Daneben wird in der Publikation von Garn et al. angegeben, dass auch ein Vergleich von Kinect-System und EMG durchgeführt worden ist, wozu jedoch keine Resultate präsentiert werden. Ein direkter Vergleich mit den Ergebnissen zur vorliegenden Arbeit ist daher nicht möglich.

## **7.4 Ausblick**

Die Polysomnographie ist die Standarduntersuchung im Schlaflabor zur Diagnostik verschiedener Schlafstörungen. Zum einen sollen mittels Polysomnographie also Schlafstörungen festgestellt werden, zum anderen nehmen die einzelnen Komponenten der polysomnographischen Apparatur wie Oberflächenelektroden, Atemgurte, Nasenkanüle oder Pulsoxymeter selbst Einfluss auf die Qualität des Schlafes. Kontaktlose Messverfahren wie das Kinect-System gewinnen daher zunehmend an Relevanz.

Des Weiteren sind die Wartezeiten für eine schlafmedizinische Untersuchung im Schlaflabor sehr lang. Schlafstörungen mit Auswirkungen auf das Vigilanzniveau am Tage bedeuten nicht nur eine Einschränkung der Lebensqualität, sondern können geradezu mit Risiken für Patient und Umwelt einhergehen, beispielsweise beim Führen von Kraftfahrzeugen oder dem Bedienen gefährlicher Maschinen. Zukünftig wären automatisierte Schlafanalysen mit dem Kinect-System denkbar, die weniger zeit- und personalaufwendig sind und daher eine Verkürzung langer Wartezeiten ermöglichen.

Die Kinect V2 verfügt neben den beiden Videokameras (Infrarotkamera und RGB-Kamera) über 4 Array-Mikrophone. Zusätzlich zur Videoanalyse bietet das Kinect-System also auch die Möglichkeit einer Geräuschanalyse, die im Bereich der schlafmedizinischen Diagnostik beispielsweise in der Detektion von Schnarchen Anwendung finden könnte.

In der Studie zur vorliegenden Arbeit lag der Fokus auf der Erkennung von Apnoen und Hypopnoen sowie von periodischen Beinbewegungen zur Diagnostik der OSA respektive des RLS. Die Studie erfolgte im stationären Setting mit der PSG als Referenz. Künftige Studien könnten die Einsatzmöglichkeit des Kinect-Systems als eine dem Schlaflabor vorgeschaltete Diagnostikmethode zur Diagnostik der OSA im häuslichen Umfeld untersuchen. Von Relevanz wären hier unter anderem die Benutzerfreundlichkeit des Kinect-Systems sowie die

Realisierbarkeit der Schlafüberwachung in individuell verschiedenen Räumen. Zur Überprüfung der Validität würden sich eine parallel durchgeführte Polygraphie und/oder eine nachgeschaltete Polysomnographie im Schlaflabor anbieten.

Darüber hinaus könnten mittels Kinect-System durchgeführte Schlafanalysen von Patienten mit anderen Schlafstörungen wie Somnambulismus oder REM-Schlafverhaltensstörungen neue aufschlussreiche Ergebnisse liefern. Einige Schlafstörungen, die nicht in jeder Nacht, sondern nur intermittierend auftreten, können bei begrenztem Aufenthalt im Schlaflabor nicht diagnostiziert werden. Das Kinect-System besitzt durch die einfache Handhabbarkeit und den geringen Einfluss auf die Schlafqualität die Voraussetzungen für Langzeitmessungen im häuslichen Umfeld des Patienten, welche die Wahrscheinlichkeit erhöhen, die Schlafstörungen zu detektieren.

## 8 Literaturverzeichnis

1. Schopenhauer A. Aphorismen. 1. Aufl. Villingen-Schwenningen: Nexx Verlag; 2015.
2. Stickgold R. Sleep-dependent memory consolidation. *Nature*. 2005;437(7063):1272–8.
3. Yang G, Lai CSW, Cichon J, Ma L, Li W, Gan W-B. Sleep promotes branch-specific formation of dendritic spines after learning. *Science*. 2014;344(6188):1173–8.
4. McCoy JG, Strecker RE. The cognitive cost of sleep lost. *Neurobiol Learn Mem*. 2011;96(4):564–82.
5. Short MA, Louca M. Sleep deprivation leads to mood deficits in healthy adolescents. *Sleep Med*. 2015;16(8):987–93.
6. Havekes R, Bruinenberg VM, Tudor JC, Ferri SL, Baumann A, Meerlo P, Abel T. Transiently Increasing cAMP Levels Selectively in Hippocampal Excitatory Neurons during Sleep Deprivation Prevents Memory Deficits Caused by Sleep Loss. *J Neurosci*. 2014;34(47):15715–21.
7. Mullington JM, Haack M, Toth M, Serrador J, Meier-Ewert H. Cardiovascular, Inflammatory and Metabolic Consequences of Sleep Deprivation. *Prog Cardiovasc Dis*. 2009;51(4):294–302.
8. Gottlieb DJ, Punjabi NM, Newman AB, Resnick HE, Redline S, Baldwin CM, Nieto FJ. Association of Sleep Time With Diabetes Mellitus and Impaired Glucose Tolerance. *Arch Intern Med*. 2005;165(8):863–7.
9. Wang Y, Mei H, Jiang Y-R, Sun W-Q, Song Y-J, Liu S-J, Jiang F. Relationship between Duration of Sleep and Hypertension in Adults: A Meta-Analysis. *J Clin Sleep Med*. 2015;11(9):1047–56.
10. Robert Koch Institut. Allgemeines zu Schlafstörungen [Internet]. 2012 [zitiert 30. November 2016]. Verfügbar unter: [http://www.rki.de/DE/Content/Gesundheitsmonitoring/Gesundheitsberichterstattung/GesundAZ/Content/S/Schlafstoerungen/Inhalt/Schlafstoerungen\\_inhalt.html](http://www.rki.de/DE/Content/Gesundheitsmonitoring/Gesundheitsberichterstattung/GesundAZ/Content/S/Schlafstoerungen/Inhalt/Schlafstoerungen_inhalt.html)
11. Becker HF, Ficker JH, Fietze I, Geisler P, Happe S, Hornyak M, Kotterba S, Orth M, Podszus T, Raschke F, Randerath W, Rühle K, Stiasny-Kolster K, Walther B, Wiater A, Arzt M, Schulz R, Wessendorf T. S3-Leitlinie - Nicht erholsamer Schlaf/Schlafstörungen. *Somnologie*. 2009;13(S1):4–160.
12. American Academy of Sleep Medicine. International Classification of Sleep Disorders. 3. Aufl. Darien, Illinois: American Academy of Sleep Medicine; 2014.
13. Deutsche Gesellschaft für Neurologie. S1-Leitlinie: Restless-Legs-Syndrom (RLS) und Periodic Limb Movement Disorder (PLMD) [Internet]. 2012 [zitiert 11. Oktober 2016]. Verfügbar unter: <https://www.dgn.org/leitlinien/2386-11-06-2012-restless-legs-syndrom-rls-und-periodic-limb-movement-disorder-plmd>
14. Allen RP, Picchiatti D, Hening WA, Trenkwalder C, Walters AS, Montplaisi J. Restless legs syndrome: diagnostic criteria, special considerations, and epidemiology: A report from the

- restless legs syndrome diagnosis and epidemiology workshop at the National Institutes of Health. *Sleep Med.* 2003;4(2):101–19.
15. Allen RP, Picchiatti DL, Garcia-Borreguero D, Ondo WG, Walters AS, Winkelman JW, Zucconi M, Ferri R, Trenkwalder C, Lee HB. Restless legs syndrome/Willis–Ekbom disease diagnostic criteria: updated International Restless Legs Syndrome Study Group (IRLSSG) consensus criteria – history, rationale, description, and significance. *Sleep Med.* 2014;15(8):860–73.
  16. Peter H, Penzel T, Peter JH. *Enzyklopädie der Schlafmedizin.* Heidelberg: Springer; 2007.
  17. Winkelman JW, Redline S, Baldwin CM, Resnick HE, Newman AB, Gottlieb DJ. Polysomnographic and Health-related Quality of Life Correlates of Restless Legs Syndrome in the Sleep Heart Health Study. *Sleep.* 2009;32(6):772–8.
  18. Berger K, Kurth T. RLS epidemiology - Frequencies, risk factors and methods in population studies. *Mov Disord.* 2007;22(S18):S420–3.
  19. Ohayon MM, O'Hara R, Vitiello MV. Epidemiology of Restless Legs Syndrome: A Synthesis of the Literature. *Sleep Med Rev.* 2012;16(4):283–95.
  20. Dauvilliers Y, Winkelmann J. Restless legs syndrome: update on pathogenesis. *Curr Opin Pulm Med.* 2013;19(6):594–600.
  21. Connor JR, Ponnuru P, Wang X-S, Patton SM, Allen RP, Earley CJ. Profile of altered brain iron acquisition in restless legs syndrome. *Brain.* 2011;134(4):959–68.
  22. Connor JR, Wang X-S, Allen RP, Beard JL, Wiesinger JA, Felt BT, Earley CJ. Altered dopaminergic profile in the putamen and substantia nigra in restless leg syndrome. *Brain.* 2009;132(9):2403–12.
  23. Winkelmann J, Schormair B, Lichtner P, Ripke S, Xiong L, Jalilzadeh S, Fulda S, Pütz B, Eckstein G, Hauk S, Trenkwalder C, Zimprich A, Stiasny-Kolster K, Oertel W, Bachmann CG, Paulus W, Peglau I, Eisensehr I, Montplaisir J, Turecki G, Rouleau G, Gieger C, Illig T, Wichmann HE, Holsboer F, Müller-Myhsok B, Meitinger T. Genome-wide association study of restless legs syndrome identifies common variants in three genomic regions. *Nat Genet.* 2007;39(8):1000–6.
  24. Schormair B, Kemlink D, Roeske D, Eckstein G, Xiong L, Lichtner P, Ripke S, Trenkwalder C, Zimprich A, Stiasny-Kolster K, Oertel W, Bachmann CG, Paulus W, Högl B, Frauscher B, Gschliesser V, Poewe W, Peglau I, Vodicka P, Vávrová J, Sonka K, Nevsimalova S, Montplaisir J, Turecki G, Rouleau G, Gieger C, Illig T, Wichmann HE, Holsboer F, Müller-Myhsok B, Meitinger T, Winkelmann J. PTPRD (protein tyrosine phosphatase receptor type delta) is associated with restless legs syndrome. *Nat Genet.* 2008;40(8):946–8.
  25. Yang Q, Li L, Chen Q, Foldvary-Schaefer N, Ondo WG, Wang QK. Association studies of variants in MEIS1, BTBD9, and MAP2K5/SKOR1 with restless legs syndrome in a US population. *Sleep Med.* 2011;12(8):800–4.
  26. Srivanitchapoom P, Pandey S, Hallett M. Restless legs syndrome and pregnancy: A review. *Parkinsonism Relat Disord.* 2014;20(7):716–22.

27. The International Restless Legs Syndrome Study Group. Validation of the International Restless Legs Syndrome Study Group rating scale for restless legs syndrome. *Sleep Med.* 2003;4(2):121–32.
28. Silber MH, Becker PM, Earley C, Garcia-Borreguero D, Ondo WG. Willis-Ekbom Disease Foundation Revised Consensus Statement on the Management of Restless Legs Syndrome. *Mayo Clin Proc.* 2013;88(9):977–86.
29. Sales S, Sanghera MK, Klocko DJ, Stewart RM. Diagnosis and treatment of restless legs syndrome. *JAAPA.* 2016;29(7):15–20.
30. Salas RE, Gamaldo CE, Allen RP. Update in restless legs syndrome. *Curr Opin Neurol.* 2010;23(4):401–6.
31. Garcia-Borreguero D, Silber MH, Winkelmann JW, Högl B, Bainbridge J, Buchfuhrer M, Hadjigeorgiou G, Inoue Y, Manconi M, Oertel W, Ondo W, Winkelmann J, Allen RP. Guidelines for the first-line treatment of restless legs syndrome/Willis-Ekbom disease, prevention and treatment of dopaminergic augmentation: a combined task force of the IRLSSG, EURLSSG, and the RLS-foundation. *Sleep Med.* 2016;21:1–11.
32. Sleep-related breathing disorders in adults: recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research. *Sleep.* 1999;22(5):667–89.
33. Punjabi NM. The Epidemiology of Adult Obstructive Sleep Apnea. *Proc Am Thorac Soc.* 2008;5(2):136–43.
34. Kapur VK. Obstructive sleep apnea: diagnosis, epidemiology, and economics. *Respir Care.* 2010;55(9):1155–1167.
35. Eckert DJ, Malhotra A, Jordan AS. Mechanisms of Apnea. *Prog Cardiovasc Dis.* 2009;51(4):313–23.
36. Patil SP, Schneider H, Schwartz AR, Smith PL. Adult Obstructive Sleep Apnea: Pathophysiology and Diagnosis. *Chest.* 2007;132(1):325.
37. Eckert DJ, Younes MK. Arousal from sleep: implications for obstructive sleep apnea pathogenesis and treatment. *J Appl Physiol.* 2014;116(3):302–13.
38. Martins AB, Tufik S, Moura SMGPT. Physiopathology of obstructive sleep apnea-hypopnea syndrome. *J Bras Pneumol Publicacao Of Soc Bras Pneumol E Tisiologia.* 2007;33(1):93–100.
39. Azagra-Calero E, Espinar-Escalona E, Barrera-Mora J-M, Llamas-Carreras J-M, Solano-Reina E. Obstructive sleep apnea syndrome (OSAS). Review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cirugia Bucal.* 2012;17(6):925–9.
40. Young T, Shahar E, Nieto FJ, Redline S, Newman AB, Gottlieb DJ, Walsleben JA, Finn L, Enright P, Samet JM. Predictors of Sleep-Disordered Breathing in Community-Dwelling Adults: The Sleep Heart Health Study. *Arch Intern Med.* 2002;162(8):893–900.
41. Deegan P, McNicholas W. Predictive value of clinical features for the obstructive sleep apnoea syndrome. *Eur Respir J.* 1996;9(1):117.

42. Drager LF, Togeiro SM, Polotsky VY, Lorenzi-Filho G. Obstructive Sleep Apnea: A Cardiometabolic Risk in Obesity and the Metabolic Syndrome. *J Am Coll Cardiol.* 2013;62(7):569–76.
43. Mayer G, Arzt M, Braumann B, Ficker JH, Fietze I, Galetke W, Maurer JT, Orth M, Penzel T, Pistner HP, Randerath W, Rösslein M, Sitter H, Stuck BA. S3-Leitlinie - Nicht erholsamer Schlaf/Schlafstörungen - Kapitel „Schlafbezogene Atmungsstörungen“. *Somnologie.* 2017;20(S2):97–180.
44. American Academy of Sleep Medicine. Das AASM-Manual zum Scoring von Schlaf und assoziierten Ereignissen: Regeln, Terminologie und technische Spezifikationen. 1. Aufl. Westchester, Illinois: Steinkopff Verlag; 2008.
45. Adult Obstructive Sleep Apnea Task Force of the American Academy of Sleep Medicine. Clinical Guideline for the Evaluation, Management and Long-term Care of Obstructive Sleep Apnea in Adults. *J Clin Sleep Med.* 2009;5(3):263–76.
46. Young T, Peppard P, Palta M, Hla KM, Finn L, Morgan B, Skatrud J. Population-Based Study of Sleep-Disordered Breathing as a Risk Factor for Hypertension. *Arch Intern Med.* 1997;157(15):1746–52.
47. Gemeinsamer Bundesausschuss. Richtlinie des Gemeinsamen Bundesausschusses zu Untersuchungs- und Behandlungsmethoden der vertragsärztlichen Versorgung (Richtlinie Methoden vertragsärztliche Versorgung) [Internet]. 2016 [zitiert 5. Januar 2017]. Verfügbar unter: <https://www.g-ba.de/informationen/richtlinien/7/>
48. Steinberg R, Weeß H-G, Landwehr R. Schlafmedizin - Grundlagen und Praxis. Bremen: UNI-MED-Verlag; 2010.
49. Prisant LM, Dillard TA, Blanchard AR. Obstructive sleep apnea syndrome. *J Clin Hypertens Greenwich Conn.* 2006;8(10):746–50.
50. McDaid C, Durée KH, Griffin SC, Weatherly HLA, Stradling JR, Davies RJO, Sculpher MJ, Westwood ME. A systematic review of continuous positive airway pressure for obstructive sleep apnoea-hypopnoea syndrome. *Sleep Med Rev.* 2009;13(6):427–36.
51. Mansfield DR, Gollogly NC, Kaye DM, Richardson M, Bergin P, Naughton MT. Controlled Trial of Continuous Positive Airway Pressure in Obstructive Sleep Apnea and Heart Failure. *Am J Respir Crit Care Med.* 2004;169(3):361–6.
52. Park JG, Ramar K, Olson EJ. Updates on Definition, Consequences, and Management of Obstructive Sleep Apnea. *Mayo Clin Proc.* 2011;86(6):549–55.
53. Knaus C. Abklärung und Behandlung von Schnarchen und obstruktiver Schlafapnoe. *Ther Umsch.* 2016;73(4):209–12.
54. Kushida CA, Littner MR, Morgenthaler T, Alessi CA, Bailey D, Coleman J, Friedman L, Hirshkowitz M, Kapen S, Kramer M, Lee-Chiong T, Loubé DL, Owens J, Pancer JP, Wise M. Practice parameters for the indications for polysomnography and related procedures: an update for 2005. *Sleep.* 2005;28(4):499–521.

55. Littner M, Hirshkowitz M, Kramer M, Kapen S, Anderson WM, Bailey D, Berry RB, Davila D, Johnson S, Kushida C, Loubé DI, Wise M, Woodson BT. Practice parameters for using polysomnography to evaluate insomnia: an update. *Sleep*. 2003;26(6):754–60.
56. Billiard M. Multiple sleep latency test: Are the practice and interpretation of the test valid? *Sleep Med*. 2013;14(2):127–8.
57. Agnew HW, Webb WB, Williams RL. The first night effect: an EEG study of sleep. *Psychophysiology*. 1966;2(3):263–6.
58. Ko P-RT, Kientz JA, Choe EK, Kay M, Landis CA, Watson NF. Consumer Sleep Technologies: A Review of the Landscape. *J Clin Sleep Med*. 2015;11(12):1455–61.
59. Natale V, Drejak M, Erbacci A, Tonetti L, Fabbri M, Martoni M. Monitoring sleep with a smartphone accelerometer. *Sleep Biol Rhythms*. 2012;10(4):287–92.
60. Shin H, Cho J. Unconstrained snoring detection using a smartphone during ordinary sleep. *Biomed Eng OnLine*. 2014;13:116.
61. Ong AA, Gillespie MB. Overview of smartphone applications for sleep analysis. *World J Otorhinolaryngol - Head Neck Surg*. 2016;2(1):45–9.
62. Metsis V, Kosmopoulos D, Athitsos V, Makedon F. Non-invasive analysis of sleep patterns via multimodal sensor input. *Pers Ubiquitous Comput*. 2014;18(1):19–26.
63. Norman MB, Middleton S, Erskine O, Middleton PG, Wheatley JR, Sullivan CE. Validation of the Sonomat: A Contactless Monitoring System Used for the Diagnosis of Sleep Disordered Breathing. *Sleep*. 2014;37(9):1477–87.
64. De Chazal P, Fox N, O'Hare E, Heneghan C, Zaffaroni A, Boyle P, Smith S, O'Connell C, McNicholas WT. Sleep/wake measurement using a non-contact biomotion sensor. *J Sleep Res*. 2011;20(2):356–66.
65. Lee YS, Pathirana PN, Steinfurt CL, Caelli T. Monitoring and Analysis of Respiratory Patterns Using Microwave Doppler Radar. *IEEE J Transl Eng Health Med*. 2014;2:1–12.
66. Pereira CB, Yu X, Czaplik M, Rossaint R, Blazek V, Leonhardt S. Remote monitoring of breathing dynamics using infrared thermography. *Biomed Opt Express*. 2015;6(11):4378–94.
67. Murthy JN, van Jaarsveld J, Fei J, Pavlidis I, Harrykissoon RI, Lucke JF, Faiz S, Castriotta RJ. Thermal Infrared Imaging: A Novel Method to Monitor Airflow During Polysomnography. *Sleep*. 2009;32(11):1521–7.
68. Wang C-W, Hunter A, Gravill N, Matusiewicz S. Unconstrained video monitoring of breathing behavior and application to diagnosis of sleep apnea. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2014;61(2):396–404.
69. Martinez M, Rybok L, Stiefelhagen R. Action recognition in bed using BAMs for assisted living and elderly care. In: 2015 14th IAPR International Conference on Machine Vision Applications (MVA). Tokyo; 2015. S. 329–32.

70. Otte K, Kayser B, Mansow-Model S, Verrel J, Paul F, Brandt AU, Schmitz-Hübsch T. Accuracy and Reliability of the Kinect Version 2 for Clinical Measurement of Motor Function. *PLOS ONE*. 2016;11(11):1–17.
71. Procházka A, Schätz M, Centonze F, Kuchyňka J, Vyšata O, Vališ M. Extraction of breathing features using MS Kinect for sleep stage detection. *Signal Image Video Process*. 2016;10(7):1279–86.
72. Krüger B, Vögele A, Lassiri M, Herwartz L, Terkatz T, Weber A, Garcia C, Fietze I, Penzel T. Sleep Detection using De-Identified Depth Data. *J Mob Multimed*. 2014;10(3&4):327–42.
73. Garn H, Kohn B, Dittrich K, Wiesmeyr C, Kloesch G, Stepansky R, Wimmer M, Ipsiroglu O, Grossegger D, Kemethofer M, Seidel S. 3D detection of periodic limb movements in sleep. In: 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Orlando; 2016. S. 427–30.
74. Achilles F, Tombari F, Belagiannis V, Loesch AM, Cunha J, Navab N, Noachtar S. Kombiniertes 3D- und Infrarot-System zur Erkennung epileptischer Anfälle im Schlaf. *Somnologie*. 2015;19(2):117.
75. Rechtschaffen A, Kales A. A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects. Los Angeles: BIS/BRI, UCLA; 1968.
76. Callahan J. Kinect for Windows v2 sensor sales end, developers can use Xbox One version instead [Internet]. 2015 [zitiert 27. Januar 2017]. Verfügbar unter: <http://www.windowscentral.com/kinect-windows-v2-sensor-sales-end-developers-can-use-xbox-one-version>
77. Microsoft. Kinect-Hardware [Internet]. [zitiert 27. Januar 2017]. Verfügbar unter: <https://developer.microsoft.com/de-de/windows/kinect/hardware>
78. Seiffert C, Khoshgoftaar TM, Van Hulse J, Napolitano A. RUSBoost: Improving Classification Performance when Training Data is Skewed. In: 2008 19th International Conference on Pattern Recognition. Tampa; 2008. S. 1–4.
79. Portable Monitoring Task Force of the American Academy of Sleep Medicine. Clinical Guidelines for the Use of Unattended Portable Monitors in the Diagnosis of Obstructive Sleep Apnea in Adult Patients. *J Clin Sleep Med*. 2007;3(7):737–47.
80. Stefani A, Gabelia D, Mitterling T, Poewe W, Högl B, Frauscher B. A Prospective Video-Polysomnographic Analysis of Movements during Physiological Sleep in 100 Healthy Sleepers. *Sleep*. 2014;38(9):1479–87.
81. Fietze I, Quispe-Bravo S, Hänsch T, Röttig J, Baumann G, Witt C. Arousals and sleep stages in patients with obstructive sleep apnoea syndrome: changes under nCPAP treatment. *J Sleep Res*. 1997;6(2):128–133.

## 9 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Flowchart zur Studienkohorte.....	25
Abbildung 2: Elektrodenplatzierung bei der Elektroenzephalographie nach dem 10-20-System	27
Abbildung 3: Proband mit angebrachten Sensoren für die Polysomnographie. ....	29
Abbildung 4: Darstellung polysomnographischer Signale in RemLogic.....	31
Abbildung 5: Messaufbau des Kinect-Systems im Patientenzimmer. ....	32
Abbildung 6: Komponenten der Kinect .....	33
Abbildung 7: Ausschnitt aus der Aufnahmesoftware mit Sichtfeld der Kamera. ....	35
Abbildung 8: Schritte der Datenverarbeitung .....	36
Abbildung 9: Aufeinanderfolgende Beinbewegungen bei einem Patienten mit RLS, die zu einem PLM-Ereignis zusammengefasst werden .....	39
Abbildung 10: EMG-Signale eines Patienten mit RLS zeigen beidseitig mehrere Beinbewegungen (LM), die zu einem PLM-Ereignis zusammengefasst werden .....	40
Abbildung 11: Aufeinanderfolgende obstruktive Apnoe-Ereignisse bei einem Patienten mit OSA .....	41
Abbildung 12: Signal für Atembewegungen des Abdomens bei einem Patienten mit OSA zeigt mehrere Apnoe-Ereignisse .....	42
Abbildung 13: Streudiagramm für Apnoe- und Hypopnoe-Ereignisse.....	49
Abbildung 14: Streudiagramm für Apnoe- und Hypopnoe-Ereignisse ohne die mittels PSG ermittelten zentralen Apnoen .....	51
Abbildung 15: Streudiagramm für Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect).....	52
Abbildung 16: Box-Whisker-Plot für Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect).....	53
Abbildung 17: Bland-Altman-Diagramm für die Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect) .....	54
Abbildung 18: Streudiagramm für Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf, welcher durch die PSG ermittelt wurde .....	55
Abbildung 19: Streudiagramm für LM in PLM.....	57
Abbildung 20: Streudiagramm für LM in PLM pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect).....	58
Abbildung 21: Box-Whisker-Plot für LM in PLM pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect).....	59

Abbildung 22: Bland-Altman-Diagramm für LM in PLM pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect).....	60
Abbildung 23: Streudiagramm für LM in PLM pro Stunde Schlaf, welcher durch die PSG ermittelt wurde .....	61
Abbildung 24: ROC-Kurve zur Abgrenzung von OSA-Patienten und Schlafgesunden anhand der Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect). .....	63
Abbildung 25: ROC-Kurve zur Abgrenzung von RLS-Patienten und Schlafgesunden anhand der LM in PLM pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect). .....	64
Abbildung 26: ROC-Kurven zur Abgrenzung von OSA- und RLS-Patienten. ....	65
Abbildung 27: Box-Whisker-Plots für die Anzahl der mittels PSG detektierten Ereignisse in der jeweiligen Gruppe mit und ohne Signalaktivität der Kinect .....	68

## 10 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Geschlechterverteilung der Studienteilnehmer .....	44
Tabelle 2: Altersverteilung der Studienteilnehmer .....	45
Tabelle 3: BMI der Studienteilnehmer .....	45
Tabelle 4: Kriterien für eine ungenügende Qualität der Aufnahme .....	46
Tabelle 5: Konfusionsmatrix zur Klassifikation von Schlaf und Wachzustand .....	47
Tabelle 6: Post-hoc-Test nach Scheffé für Apnoen und Hypopnoen pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect). .....	66
Tabelle 7: Post-hoc-Test nach Games-Howell für LM in PLM pro Stunde Schlaf (PSG) bzw. Aufnahmezeit (Kinect) .....	67
Tabelle 8: Absolute und relative Häufigkeiten der Ereignisse der PSG mit und ohne Signalaktivität der Kinect .....	67

## **11 Eidesstattliche Versicherung**

„Ich, Juliane Ryczewski, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Kontaktlose Schlafüberwachung von Patienten mit verschiedenen schlafmedizinischen Erkrankungen mit dreidimensionalem Videobild“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -[www.icmje.org](http://www.icmje.org)) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s. o.) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an den ausgewählten Publikationen entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Betreuer/in, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s. o.) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Berlin, 20.01.2019

## 12 Anteilserklärung

Juliane Ryczewski hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

1. Kayser B, Otte K, Ryczewski J, Mansow-Model S, Brandt A, Paul F, Veauthier C. Mobile and low-priced system for contact free clinical and home sleep monitoring based on Microsoft's Kinect V2. Human Motion Analysis for Healthcare Applications; 2016 May 19; London.  
Beitrag im Einzelnen: Planung und Durchführung der Studie, Datensammlung, statistische Auswertung der Daten
2. Veauthier C, Ryczewski J, Mansow-Model S, Otte K, Kayser S, Glos M, Paul F, Brandt A, Penzel T. Contactless measurements of periodic limb movements using the Microsoft Kinect depth sensor and computing assisted motor assessment compared to polysomnography - a pilot study. Annual Meeting of the European Restless Legs Syndrome Study Group; 2016 Dec 09; München.  
Beitrag im Einzelnen: Planung und Durchführung der Studie, Datensammlung, statistische Auswertung der Daten
3. Veauthier C, Ryczewski J, Mansow-Model S, Otte K, Kayser S, Glos M, Paul F, Brandt A, Penzel T. Kontaktlose Schlafüberwachung von Patienten mit OSAS und RLS sowie gesunden Probanden mit dreidimensionalem Videobild (Kinect). 25. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Schlafforschung und Schlafmedizin; 2017 Nov 11; Münster.  
Beitrag im Einzelnen: Planung und Durchführung der Studie, Datensammlung, statistische Auswertung der Daten (aus meiner statistischen Auswertung sind die Abbildungen 13, 14, 16 und 27 vorgestellt worden)
4. Veauthier C, Ryczewski J, Mansow-Model S, Otte K, Kayser S, Glos M, Paul F, Brandt A, Penzel T. Nächtliches 3d-Video: eine neue Form der Polygraphie? Schlafmedizin - quo vadis?; 2018 Jun 22; Regensburg.  
Beitrag im Einzelnen: Planung und Durchführung der Studie, Datensammlung, statistische Auswertung der Daten (aus meiner statistischen Auswertung sind die Abbildungen 13, 14, 16 und 27 vorgestellt worden)

5. Veauthier C, Ryczewski J, Mansow-Model S., Otte K., Kayser S, Glos M, Paul F, Brandt A, Penzel T. Kontaktlose Schlafüberwachung von Patienten mit OSAS und RLS sowie gesunden Probanden mit dreidimensionalem Videobild (Kinect™). Somnologie. 2017;21(2):64.

Beitrag im Einzelnen: Planung und Durchführung der Studie, Datensammlung, statistische Auswertung der Daten

Berlin, 20.01.2019

## **13 Lebenslauf**

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.



## 14 Veröffentlichung

Teilergebnisse der Studie zur vorliegenden Arbeit wurden in Form eines Vortrages auf folgenden Kongressen vorgestellt:

1. Kayser B, Otte K, Ryczewski J, Mansow-Model S, Brandt A, Paul F, Veauthier C. Mobile and low-priced system for contact free clinical and home sleep monitoring based on Microsoft's Kinect V2. Human Motion Analysis for Healthcare Applications; 2016 May 19; London.
2. Veauthier C, Ryczewski J, Mansow-Model S, Otte K, Kayser S, Glos M, Paul F, Brandt A, Penzel T. Contactless measurements of periodic limb movements using the Microsoft Kinect depth sensor and computing assisted motor assessment compared to polysomnography - a pilot study. Annual Meeting of the European Restless Legs Syndrome Study Group; 2016 Dec 09; München.
3. Veauthier C, Ryczewski J, Mansow-Model S, Otte K, Kayser S, Glos M, Paul F, Brandt A, Penzel T. Kontaktlose Schlafüberwachung von Patienten mit OSAS und RLS sowie gesunden Probanden mit dreidimensionalem Videobild (Kinect). 25. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Schlafforschung und Schlafmedizin; 2017 Nov 11; Münster.
4. Veauthier C, Ryczewski J, Mansow-Model S, Otte K, Kayser S, Glos M, Paul F, Brandt A, Penzel T. Nächtliches 3d-Video: eine neue Form der Polygraphie? Schlafmedizin - quo vadis?; 2018 Jun 22; Regensburg.

Teilergebnisse der Studie zur vorliegenden Arbeit wurden in Form eines Abstracts veröffentlicht:

1. Veauthier C, Ryczewski J, Mansow-Model S., Otte K., Kayser S, Glos M, Paul F, Brandt A, Penzel T. Kontaktlose Schlafüberwachung von Patienten mit OSAS und RLS sowie gesunden Probanden mit dreidimensionalem Videobild (Kinect™). Somnologie. 2017;21(2):64.

Der Artikel "Depth video during the night: a new contactless diagnostic tool for detecting sleep apnea and periodic leg movements" ist in Vorbereitung und soll zeitnah veröffentlicht werden.

## **15 Danksagung**

An erster Stelle möchte ich meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Thomas Penzel danken für seine wissenschaftliche und methodische Unterstützung sowie die Überlassung des Themas.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Christian Veauthier, der mich von der Planung und Durchführung der Studie bis hin zur Verschriftlichung der Dissertation mit großem Engagement betreute, sich stets viel Zeit für meine Fragen nahm und mir zahlreiche wichtige Ratschläge und konstruktive Hilfestellungen gab.

Außerdem möchte ich mich bei Karen Otte, Sebastian Mansow-Model, Bastian Kayser und Dr. Alexander U. Brandt von Motognosis für die fruchtbringenden Diskussionen bedanken sowie für die ausführliche Beratung und Unterstützung bei der statistischen Auswertung und allen technischen Fragen rund um die Kinect.

Beate Diecker und dem gesamten Team des Schlaflabors bin ich sehr dankbar für die tatkräftige Unterstützung und freundliche Zusammenarbeit bei der Durchführung der Studie und der polysomnographischen Auswertung. Support bei allen technischen Fragen zur Polysomnographie erhielt ich außerdem von Dr. Martin Glos, dem ich an dieser Stelle danken möchte.

Schließlich gilt mein allerherzlichster Dank meiner Familie und meinen Freunden, die mich auf den verschiedenen Etappen meines Studiums begleitet haben, mir Kraft und Rückhalt gaben und mit ihrer bereitwilligen Teilnahme an der Studie als Probanden meine Arbeit direkt unterstützt haben.

# 16 Anhang



Interdisziplinäres Schlafmedizinisches Zentrum

## EINVERSTÄNDNISERKLÄRUNG

PROTOKOLL-NR.: KINECT

TEILNEHMER-NR.:

**TITEL:** „Pilotstudie zur kontaktlosen Schlafüberwachung von Patienten mit verschiedenen schlafmedizinischen Erkrankungen mittels dreidimensionalem Videobild sowie Audiosignal („Kinect“)"

**PROTOKOLLNUMMER:** Kinect

**VERSION:** 1.0

**ÜBERARBEITUNG:** 10. Juli 2015

**Bitte lesen Sie diese Einverständniserklärung aufmerksam durch und stellen Sie dem Studienarzt alle Ihre Fragen, bevor Sie entscheiden, ob Sie an dieser Studie teilnehmen möchten.**

Hiermit erkläre ich,

---

Vorname Name

---

Adresse (PLZ, Ort, Straße, Hausnummer)

---

Geburtsdatum des/der Versuchsteilnehmers/in

dass ich durch Herrn/Frau \_\_\_\_\_, Charité – Universitätsmedizin Berlin, Interdisziplinäres Schlafmedizinisches Zentrum, Luisenstr. 13, 10117 Berlin, mündlich und schriftlich über das Wesen, die Bedeutung, Tragweite und Risiken der wissenschaftlichen Untersuchung im Rahmen der o. g. Studie informiert wurde und ausreichend Gelegenheit hatte, meine Fragen hierzu in einem Gespräch mit dem/der Mitarbeiter/in der Charité zu klären.

Ich habe insbesondere die mir vorgelegte Studieninformation verstanden und eine Ausfertigung derselben und dieser Einwilligungserklärung erhalten. Mir ist bekannt, dass ich meine Einwilligung jederzeit ohne Angabe von Gründen und ohne nachteilige Folgen für mich zurückziehen und einer Weiterverarbeitung meiner Daten und Proben jederzeit widersprechen und ihre Löschung bzw. Vernichtung verlangen kann.

Ich bin bereit, an der wissenschaftlichen Untersuchung im Rahmen der o. g. Studie teilzunehmen.

VERTRAULICH

Seite 1 von 2

## EINVERSTÄNDNISERKLÄRUNG

PROTOKOLL-NR.: KINECT

VERSION VOM 10.07.2015

TEILNEHMER NR. \_\_\_\_\_

### Einwilligungserklärung zur Datenerhebung und Datenverarbeitung:

**Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieser Studie mich betreffende personenbezogene Daten/Angaben durch den Studienarzt erhoben, pseudonymisiert auf elektronischen Datenträgern aufgezeichnet und verarbeitet werden dürfen. Ich bin auch damit einverstanden, dass die Studienergebnisse in anonymer Form, die keinen Rückschluss auf meine Person zulassen, veröffentlicht werden.**

\_\_\_\_\_  
Unterschrift des/der Versuchsteilnehmers/in

Berlin, \_\_\_\_\_  
Datum

Hiermit erkläre ich, den/die o. g. Versuchsteilnehmer/in über Wesen, Bedeutung, Tragweite und Risiken der o. g. Studie mündlich und schriftlich aufgeklärt und ihm/ihr eine Ausfertigung der Information sowie dieser Einwilligungserklärung übergeben zu haben.

\_\_\_\_\_  
Unterschrift des/der aufklärenden Mitarbeiters/in der Charité

Berlin, \_\_\_\_\_  
Datum



Universitätsmedizin Berlin  
Interdisziplinäres Schlafmedizinisches Zentrum

**STUDIENINFORMATION**

PROTOKOLL-NR.: KINECT

VERSION: 1.1

**TITEL:** „Pilotstudie zur kontaktlosen Schlafüberwachung von Patienten mit verschiedenen schlafmedizinischen Erkrankungen mittels dreidimensionalem Videobild sowie Audiosignal („Kinect“)“

**Untersuchungsleiter:** Prof. Dr. Thomas Penzel

Charité – Universitätsmedizin Berlin  
Interdisziplinäres Schlafmedizinisches Zentrum  
Charitéplatz 1, 10117 Berlin  
Web: <http://schlafmedizin.charite.de>  
Tel.: +49 (30) 450 513 013  
Fax: +49 (30) 450 513 906

**Studienarzt:** Dr. Christian Veauthier

Charité – Universitätsmedizin Berlin  
Interdisziplinäres Schlafmedizinisches Zentrum  
Charitéplatz 1, 10117 Berlin  
Tel.: +49 (30) 450 513 244



Universitätsmedizin Berlin  
Interdisziplinäres Schlafmedizinisches Zentrum

#### **STUDIENINFORMATION**

PROTOKOLL-NR.: KINECT

VERSION: 1.1

**Sehr geehrte Studienteilnehmerin, sehr geehrter Studienteilnehmer,**

**bitte lesen Sie diese Studieninformation aufmerksam durch und stellen Sie dem Studienarzt alle Ihre Fragen, bevor Sie entscheiden, ob Sie an dieser Studie teilnehmen möchten!**

#### **EINLEITUNG:**

Die Analyse der Bewegungen während des Schlafens sowie die Bestimmung des Schlafprofils und der Schlaftiefe sind wesentliche Parameter zur Diagnostik von Schlafstörungen. Sie sind ein integraler Bestandteil der „Polysomnographie“ (PSG), dem Standarduntersuchungsverfahren zur Feststellung schlafmedizinischer Erkrankungen, welche stationär in einem Schlaflabor durchgeführt wird. Bei der PSG handelt es sich um ein zeit- und kostenintensives Diagnostikverfahren, welches zudem durch seine vielfachen, mittels Elektroden abgeleiteten Signale von dem Patienten als belastend empfunden werden kann. In der vorliegenden Studie soll eine Analyse von Bewegungen im Schlaf mittels dreidimensionalem Videobild und Audiosignal (Video-Kinect-System) erfolgen. Dies ist eine ressourcenschonende, wenig zeitintensive Art der kontaktlosen Messung, welche schon mehrfach erfolgreich zur Bewegungsanalyse bei neurologischen Erkrankungen tagsüber eingesetzt wurde. Aus der Bewegungsanalyse sollen Rückschlüsse auf die Schlaftiefe sowie mögliche schlafmedizinisch relevante Erkrankungen gezogen werden.

#### **ZWECK DER STUDIE:**

Innerhalb dieser Studie soll geprüft werden, ob eine kontaktlose nächtliche Überwachung des Schlafes anhand einer Tiefenkamera („Video-Kinect“) in der häuslichen Umgebung geeignet ist, Schlaftiefe und Schlafqualität sowie einige Schlafstörungen bereits im Vorfeld zu Hause zu erkennen, was der Entwicklung zeit- und kostensparender ambulanter Untersuchungsmethoden dienen soll. Die Ergebnisse werden mit denen der Polysomnographie verglichen.

#### **BEDINGUNGEN FÜR DEN EINSCHLUSS IN DIE STUDIE:**

Sie können in die Studie eingeschlossen werden, wenn Sie folgende Voraussetzungen erfüllen:

- Bei Ihnen besteht der Verdacht auf das Vorliegen einer der folgenden Erkrankungen: Restless-Legs-Syndrom, obstruktive Schlafapnoe bzw. Sie sind schlafgesund (Kontrollgruppe).



Universitätsmedizin Berlin  
Interdisziplinäres Schlafmedizinisches Zentrum

#### STUDIENINFORMATION

PROTOKOLL-NR.: KINECT

VERSION: 1.1

- Sie sind in der Lage, Umfang und Tragweite der Studie zu verstehen.
- Sie geben Ihr schriftliches Einverständnis in Form Ihrer Unterschrift auf dem Einverständniserklärungsformular.
- Sie sind mindestens 18, aber nicht älter als 70 Jahre alt.

#### ABLAUF DER STUDIE:

Die Studienteilnahme bedeutet für Sie keinen Unterschied im zeitlichen Ablauf im Vergleich zu Ihrer geplanten routinemäßigen nächtlichen Schlafaufzeichnung im Schlaflabor.

Zusätzlich zu der Polysomnographie wird Ihr Schlaf durch das Video-Kinect-System erfasst. Es besteht aus einer zusätzlichen Kamera, welche am Abend in Bettnähe installiert und eingeschaltet wird und am nächsten Morgen wieder entfernt wird. Das heißt, neben der routinierten Videoaufzeichnung im Rahmen der Polysomnographie läuft eine zusätzliche Kamera mit. Zudem tragen Sie in der Nacht ein armbanduhnrähnliches Gerät am nicht-dominanten Handgelenk, die sog. „Aktigraphie“, die auf Basis von Bewegungen Schlaf-Wach-Zustände errechnet und damit ein weiteres in der Schlafmedizin routiniert eingesetztes Verfahren zur Messung des Schlafes darstellt, mit welchem die innovative Videotechnik verglichen werden soll.

#### VERHALTENSRICHTLINIEN WÄHREND DER PRÜFUNG:

Als Teilnehmer an der beschriebenen Untersuchung sollten Sie sich an die Anweisungen des medizinischen Personals halten.

Im Falle eines Rücktritts von der Untersuchung ist dies den Prüfarzten bitte unverzüglich mitzuteilen.

#### ÄRZTLICHE BETREUUNG:

Sie befinden sich für die gesamte Zeit Ihrer Studienteilnahme unter medizinischer Betreuung durch das Interdisziplinäre Schlafmedizinische Zentrum der Charité, Medizinische Klinik mit Schwerpunkt Kardiologie und Angiologie, Campus Mitte der Charité – Universitätsmedizin Berlin.

Bei Fragen oder Problemen wenden Sie sich bitte umgehend an die Studienärzte.

Folgende Rufnummern sind dafür eingerichtet:

werktags von 8.00 bis 16.00 Uhr: 030-450513122, außerhalb der genannten Zeiten (24-h-Notruf): 0160-5738273.



Universitätsmedizin Berlin  
Interdisziplinäres Schlafmedizinisches Zentrum

#### **STUDIENINFORMATION**

PROTOKOLL-NR.: KINECT

VERSION: 1.1

Die Teilnahme an der Untersuchung ist freiwillig und kann jederzeit ohne Angabe von Gründen widerrufen werden.

#### **NUTZEN DER STUDIENTEILNAHME:**

Sie erhalten eine über die Routineuntersuchungen hinausgehende Diagnostik und somit zusätzliche Informationen bezüglich Ihrer Bewegungen im Schlaf.

#### **RISIKEN UND BESCHWERDEN:**

Es bestehen keine vorhersehbaren Risiken, Belastungen oder Nachteile bei einer Studienteilnahme. Bei dem zu prüfenden Messverfahren handelt es sich um eine kontaktlose Aufzeichnung von nächtlichen Bewegungen per Videometrie. Bei allen anderen eingesetzten Untersuchungsmethoden handelt es sich um routinierte Messverfahren in der Schlafmedizin.

#### **DATENSCHUTZ:**

Wenn Sie sich zu einer Teilnahme an dieser Studie entschließen, werden Ihre Daten zunächst pseudonymisiert und nach Abschluss der Studie anonymisiert, so dass kein Zusammenhang zu Ihnen hergestellt werden kann. Wir behandeln die Informationen zu Ihrer Teilnahme sowie alle über Sie erhobenen Daten streng vertraulich.

Durch Ihre Unterschrift auf der Einwilligungserklärung erklären Sie sich damit einverstanden, dass der verantwortliche Arzt und seine Mitarbeiter Ihre personenbezogenen Daten zum Zweck der o. g. Studie erheben und verarbeiten dürfen. Personenbezogene Daten sind z. B. Ihr Geburtsdatum, Ihr Geschlecht, Daten zu Ihrer Gesundheit oder andere persönliche Daten, die während Ihrer Teilnahme an der Studie erhoben werden.

Im Institut werden Ihre personenbezogenen Daten für Zwecke der Verwaltung und Durchführung der Studie sowie für Zwecke der Forschung und statistischen Auswertung verwendet.

Auf den Codeschlüssel, der es erlaubt, die studienbezogenen Daten mit Ihnen in Verbindung zu bringen, haben nur der verantwortliche Arzt und seine Mitarbeiter Zugriff. Die personenbezogenen Daten werden insgesamt für die Zeit von 10 Jahren gespeichert und im Anschluss daran vernichtet.

Sie haben das Recht auf Auskunft über alle beim Studienzentrum vorhandenen personenbezogenen Daten über Sie. Sie haben auch Anrecht auf Korrektur eventueller Ungenauigkeiten in Ihren personenbezogenen Daten. Bei eventuell auftretenden Fragen, wenden Sie sich bitte an Ihren



Universitätsmedizin Berlin  
Interdisziplinäres Schlafmedizinisches Zentrum

#### **STUDIENINFORMATION**

PROTOKOLL-NR.: KINECT

VERSION: 1.1

Studienarzt. Die Adresse und Telefonnummer des Studienarztes finden Sie auf der ersten Seite dieses Formblatts.

Bitte beachten Sie, dass die Ergebnisse der Studie in der medizinischen Fachliteratur veröffentlicht werden können, wobei Ihre Identität jedoch anonym bleibt.

Sie können jederzeit der Weiterverarbeitung Ihrer im Rahmen der o. g. Studie erhobenen Daten widersprechen und ihre Löschung bzw. Vernichtung verlangen.

#### **VERSICHERUNGSSCHUTZ:**

Im Rahmen dieser Studie wird für Sie keine zusätzliche Versicherung abgeschlossen.

Der Sie behandelnde Studienarzt ist jedoch durch die Betriebshaftpflichtversicherung gegen Haftungsansprüche, welche aus seinem schuldhaften Verhalten resultieren könnten, versichert.

#### **FREIWILLIGE TEILNAHME/RÜCKTRITT:**

Ihre Teilnahme an dieser Studie ist freiwillig. Sie können die Teilnahme ablehnen oder Sie können jederzeit von der Studie zurücktreten, ohne Gründe nennen zu müssen.

Auch der Sie betreuende Arzt kann Ihre Teilnahme an dieser Studie jederzeit und ohne Ihre Zustimmung beenden.

Eine Kopie der Einverständniserklärung wird Ihnen ausgehändigt und verbleibt bei Ihnen.

Grundsätzlich haben Sie jederzeitiges Fragerecht gegenüber dem Studienarzt über alle Angelegenheiten, welche die Studie betreffen, insbesondere über die Risiken und Besonderheiten.

#### **KURZFRISTIGE INFORMATIONEN:**

Sollten sich im Verlauf der Studie Änderungen im Protokoll oder im Ablauf ergeben, die Sie betreffen, so werden Sie darüber unverzüglich informiert.



Universitätsmedizin Berlin  
Interdisziplinäres Schlafmedizinisches Zentrum

**STUDIENINFORMATION**

PROTOKOLL-NR.: KINECT

VERSION: 1.1

**Ansprechpartner für Sie sind:**

<b>Studienleiter:</b>	<b>Prof. Dr. rer. physiol. Thomas Penzel</b>	<b>030-450513013</b>
<b>Studienärzte:</b>	<b>Dr. med. Christian Veauthier</b>	<b>030-450513244</b>
	<b>(Doktorandin): Juliane Ryczewski</b>	<b>030-450513121</b>

**Unterschreiben Sie die Einverständniserklärung nur dann, wenn Sie die Möglichkeit hatten, Fragen zu stellen und alle Ihre Fragen zufriedenstellend beantwortet wurden.**