



# TECHNISCHE UNIVERSITÄT CHEMNITZ

Fakultät für Maschinenbau  
Institut für Strukturleichtbau



## MASTERARBEIT

***Entwicklung und Inbetriebnahme eines Prüfstandes für die versuchsgestützte Untersuchung der Zentrallage des Unterkiefers***

**Eingereicht von:** Warnat, Christoph  
Bernsdorfer Straße 82  
09126 Chemnitz  
geboren am: 26.02.1996 in Gießen

**Studiengang:** Medical Engineering

**Betreuer:** Prof. Dr.-Ing. Stephan Odenwald

Chemnitz, August 2023



TECHNISCHE UNIVERSITÄT  
CHEMNITZ

## **Aufgabenstellung**

zur

**Masterarbeit  
im Studiengang**

**M.Sc. Medical Engineering**

für

**Herrn Christoph Warnat**

geb. am 26.02.1996 in Gießen

zum Thema

*Entwicklung und Inbetriebnahme eines Prüfstandes für die versuchsgestützte Untersuchung der Zentrallage des Unterkiefers*

**(ausführliche Aufgabenstellung siehe Rückseite)**

Betreuender Hochschullehrer: Prof. Dr.-Ing Stephan Odenwald

Ausgabedatum: 03.07.2023

Abgabedatum: 11.12.2023

Tag der Abgabe: 07.08.2023

Unterschrift: \_\_\_\_\_  
Betreuer

Erläuterungen zum Inhalt der Aufgabenstellung:

Eine genaue Bissnahme ist für eine erfolgreiche Zahnversorgung unabdingbar. Zahntechniker arbeiten immer mit einem Modell der Wirklichkeit. Desto mehr Informationen der Zahnmechaniker zur Verfügung hat, umso genauer und effektiver kann er eine Zahnversorgung anfertigen. Jede Abweichung oder Fehlinformation im Modell, führt zu einer ungenauen Zahnversorgung. Es gibt verschiedene Ansätze um eine genaue Bissnahme mit Hilfe von Sensorik zu erzielen. Eine davon ist der Centric Guide® 3D der Firma Theratecc. Dieses System registriert die Bewegungen des Unterkiefers in alle 3 Raumrichtungen und ermöglicht es damit Aussagen über die Zentrallage des Kiefers zu treffen.

Im Rahmen der Arbeit wird ein Prüfstand entwickelt, mit welchem dieses Messsystem auf Reliabilität, Validität und Objektivität getestet wird.

Die Themenbearbeitung enthält folgende Teilpunkte:

### **Stand der Technik**

- Übersicht der existierenden Produkte zur Erfassung der Zentrallage des Kiefers sowie deren Methodik zur Validierung ihrer Messsysteme

### **Zielstellung dieser Arbeit**

- Entwicklung eines Prüfstandes mit dem alle Messgrößen des Messsystems auf Validität, Reliabilität und Objektivität geprüft werden können.

### **Entwicklung**

- Überprüfung Validität und Reliabilität des Centric Guide® 3D mittels geeignetem Messaufbau
  - Entwicklung des Prüfstandes und entsprechender Auswertelektronik
  - Durchführung von Messungen
- Eine Pilotstudie zur Ermittlung von Unterschieden in der Messgenauigkeit der Kieferstellung bei Messungen die sitzend/liegend versus stehend durchgeführt werden

### **Zusammenfassung und Ausblick**

- Darstellung der Messergebnisse und Diskussion möglicher Fehler
- Darstellung noch zu lösende Teilprobleme und zu optimierende Teile

### **Veröffentlichung (bei BA und MA)**

- Wissenschaftlicher Abstract (4 Seiten) oder
- Wissenschaftliches Poster (Format A0)

### **Kolloquium**

- *Kurzpräsentation der Inhalte und Ergebnisse der Arbeit*
- *Befragung zur Arbeit*

Die Aufgabenstellung kann während der Bearbeitung erweitert bzw. eingengt werden. Es sind die Richtlinien zur Anfertigung wissenschaftlicher Arbeiten zu berücksichtigen, Absprachen mit anderen Institutionen und Personen bedürfen der Zustimmung durch den Betreuer.

## Bibliografische Angaben

Fakultät:	Sportgerätetechnik		
Studiengang:	Medical Engineering		
Verfasser:	Warnat, Christoph	Matrikel:	652425
Titel:	Entwicklung und Inbetriebnahme eines Prüfstandes für die versuchsgestützte Untersuchung der Zentrallage des Unterkiefers		
Art der Arbeit:	Masterarbeit		
Umfang:	67 Seiten, 22 Literaturquellen		
Betreuer:	Prof. Dr.-Ing. Stephan Odenwald		
Abgabedatum:	07.08.2023		
Schlagwörter:	Kiefergelenk, Achsiographie, Centric Guide 3D, Prüfstand		

## Kurzreferat

Die Genauigkeit einer künstlichen Zahnversorgung hängt maßgeblich von der Genauigkeit der Bissnahme ab. Je mehr Informationen einem Zahnmechaniker zur Verfügung stehen, desto genauer und effektiver kann er eine Zahnversorgung anfertigen. Da Zahntechniker nur mit einem Modell des wirklichen Kiefers arbeiten, führt jede Abweichung oder Fehlinformation im Modell, zu einer ungenauen Zahnversorgung. Es gibt verschiedene Ansätze um die Genauigkeit der Bissnahme mit Hilfe von Sensorik zu verbessern. Eine davon ist der Centric Guide® 3D der Firma Theratecc. Dieses System registriert die Bewegungen des Unterkiefers in alle 3 Raumrichtungen und ermöglicht es damit Aussagen über die Zentrallage des Kiefers zu treffen.

---

# Inhaltsverzeichnis

<b>Kurzzeichenverzeichnis .....</b>	<b>V</b>
<b>1 Einleitung.....</b>	<b>1</b>
<b>2 Theorie .....</b>	<b>2</b>
2.1. Kiefergelenk.....	2
2.1.1. Aufbau des Kiefergelenks.....	2
2.1.2. Mechanik des Kiefergelenks.....	4
2.2. Achsiographie.....	7
2.3. Funktionsweise Centric Guide 3D .....	9
<b>3 Stand der Technik.....</b>	<b>13</b>
<b>4 Problemstellung.....</b>	<b>17</b>
<b>5 Methodik.....</b>	<b>18</b>
<b>6 Ergebnisse.....</b>	<b>19</b>
6.1. Lastenheft.....	19
6.2. Auswahl der besten Lösung .....	21
6.3. Erstellung eines Prototyps.....	25
6.4. Umsetzung des Prüfstandes.....	26
6.5. Messungen des Centric Guides .....	28
6.6. Pilotstudie .....	36
<b>7 Diskussion.....</b>	<b>38</b>
<b>8 Zusammenfassung .....</b>	<b>42</b>
<b>9 Verzeichnisse .....</b>	<b>43</b>
9.1. Literaturverzeichnis.....	43
9.2. Abbildungsverzeichnis.....	45
9.3. Tabellenverzeichnis.....	46
<b>10 Anlagenverzeichnis.....</b>	<b>47</b>

---

## Kurzzeichenverzeichnis

<b>Kurzzeichen</b>	<b>Maßeinheit</b>	<b>Bezeichnung</b>
ESD		Electro-Static-Discharge
MQA		mittlere quadratische Abweichung
MW		Mittelwert
Sv		Sievert
JTAG		Joint Test Action Group

# 1 Einleitung

In der Zahnmedizin gehört die künstliche Zahnversorgung zu einer Routineaufgabe. Die Zahnabdrücke werden in der Regel durch den Zahnarzt genommen. Die Anfertigung der künstlichen Zahnversorgung erfolgt hingegen in einem Dentallabor. Dies erfordert eine interdisziplinäre Zusammenarbeit zwischen Zahnarzt und Dentallabor. Für den Zahnarzt ist eine schnelle und genau Zahnversorgung mit möglichst geringer Nacharbeit erstrebenswert. Auch für den Patienten ist eine schnelle, genaue und langfristige Versorgung wünschenswert. Die Herausforderung für die Zahntechniker ist, dass sie den eigentlichen Patienten nur in seltenen Fällen zu Gesicht bekommen und deshalb auf die Arbeit mit einem Modell der Wirklichkeit angewiesen sind. Jede Abweichung oder Fehlinformation im Modell, führt zu einer ungenauen Zahnversorgung. Je genauer das Modell dem Original entspricht, desto genauer kann die Zahnversorgung angefertigt werden. Dazu kommt, dass der Bissabdruck nicht automatisch alle notwendigen Informationen enthält. Bei der Totalprothetik muss zum Beispiel eine Okklusionsebene ermittelt werden, da die verbleibenden Zähne nicht ausreichen um eine Ebene zu definieren. Und selbst in dem Fall, dass genug Zähne da sind, kann es durch einseitige Belastung über die Zeit zu einer Fehlstellung kommen, bei der die Kondylen des Kiefers nicht mehr zentrisch ausgerichtet sind. In beiden Fällen ist eine Ermittlung der Gelenkbahn beziehungsweise eine Position der Kondylen notwendig, um die Bissnahme während einer zentrierten Kondylenposition zu nehmen. Es spielt eine entscheidende Rolle in welcher Kondylenlage der Abdruck genommen wird. Denn die künstliche Zahnversorgung wird diese Kieferlage reproduzieren.

Es gibt einige Systeme auf dem Markt, die sich der Aufgabe widmen, die Kondylarbewegungen zu tracken und somit eine zentrische Kondylenposition zu ermitteln. Eins dieser Systeme ist der Centric Guide 3D der Firma Theratecc, welcher mit Hilfe von Linear-Encodern Kieferbewegungen in alle drei Raumrichtungen erfassen und aufzeichnen kann. Da die Bewegungen der Kondylen im Bereich von wenigen Millimeter stattfinden, ist eine entsprechende Genauigkeit der Systeme erforderlich. Ob sich mit dem System verlässlich und wiederholbar die Kieferbewegungen in den drei Raumrichtungen erfassen lassen ist Thema dieser Arbeit. Dafür wird ein Teststand entwickelt bei dem die Sensoren des Centric Guide 3D auf Validität, Reliabilität und Objektivität überprüft werden.

In einer kleinen Pilotstudie wird überprüft ob die Ermittlung der Zentrik des Unterkiefers durch die Körperhaltung des Patienten beeinflusst wird. Dazu werden Messungen mit dem Centric Guide in einer sitzend/liegenden Haltung und im aufrechten Stand durchgeführt.

## 2 Theorie

### 2.1. Kiefergelenk

Um zu verstehen wie sich die Zentrallage des Kiefers definieren lässt, werden die Anatomischen Grundlagen des Kiefers erläutert. Hierbei wird sich auf die Erläuterung des Gelenks fokussiert und die Sehnen und Muskeln vernachlässigt.

#### 2.1.1. Aufbau des Kiefergelenks

Das Kiefergelenk (Articulatio temporomandibularis) verbindet den Unterkiefer (Mandibula) mit dem Schädel, genauer mit dem Schläfenbein (Os temporale). Es kann als Drehscharniergelenk beschrieben werden und besteht im Wesentlichen aus vier Komponenten.

Die Mandibula (Abb.1), ist ein U-Förmiger Knochen, der die untere Reihe der Zähne trägt und am Ende des Gelenkfortsatzes jeweils eine Walzenförmige Kondyle, auch Gelenkkopf genannt, besitzt. [16]

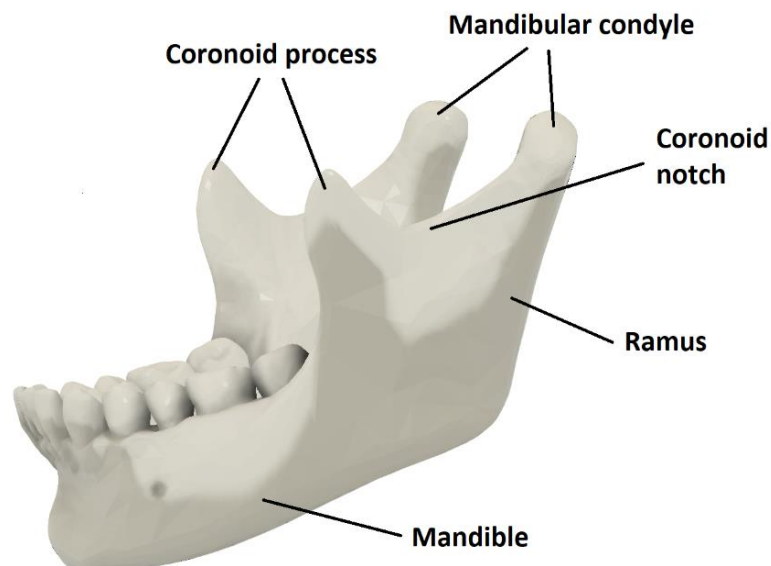


Abb. 1: Aufbau der Mandibula



Diese Kondylen liegen in der Fossa mandibularis (Gelenkpfanne), eine Vertiefung im Os temporale, welche an der Unterseite des Schläfenbeines, direkt vor dem dem äußeren Gehörgang sitzt. Beide Strukturen sind mit Faserknorpel überzogen und werden durch einen Diskus getrennt. Dieser Diskus teilt das Kiefergelenk (Abb. 2) in einen oberen Gelenkspalt zwischen dem Diskus und dem Gelenkhöcker (diskotemporale Kammer) und einen unteren Gelenkspalt zwischen dem Diskus und den Kondylen (diskomandibuläre Kammer). [16]

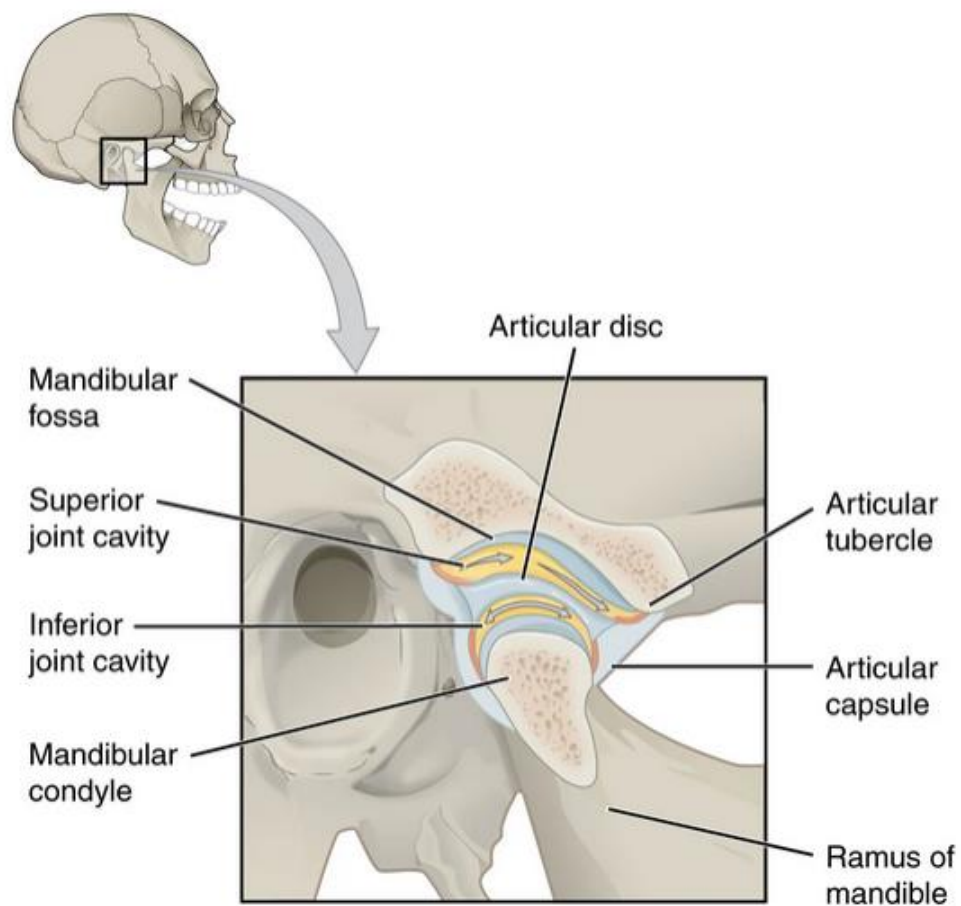


Abb. 2: Aufbau des Kiefergelenks [14]

Die Gelenkkapsel umschließt die Gelenkflächen des Schläfenbeins und des Unterkieferkopfes sowie den Diskus. Dabei ist die Gelenkkapsel mit dem Diskus verwachsen und besitzt Reservefalten, die sich den Bewegungen entsprechend angleichen können. [16]

### 2.1.2. Mechanik des Kiefergelenks

Die Statische Position des Kiefers entsteht durch ein Gleichgewicht der Muskelkraft und dem Gewicht der Mandibula. In der statischen Position berühren sich die Zähne nicht und der Diskus sitzt anterior auf dem Kieferkopf, zwischen den beiden Gelenkflächen. Es sei erwähnt, dass der Unterkiefer in der Ruhelage kein Zahnkontakt hat. Die Ruhelage wird durch ein Gleichgewicht des Muskeltonus von Heber und Senker des Kiefers definiert. Das führt dazu, dass die Kondylenposition in Ruhelage unbestimmt ist, da sie vorwiegend davon abhängt wie das Muskelverhältnis ist. Das Kiefergelenk kann als Drehscharniergelenk bezeichnet werden, da es in der Lage ist sowohl Scharnier- als auch Translationsbewegungen durchzuführen. Da es sich bei dem Kiefergelenk um ein Doppelgelenk handelt, sind die Bewegungen der anatomisch getrennten Gelenke stets mechanisch miteinander gekoppelt. Die Bewegungen der beiden Gelenke können dabei symmetrisch aber auch asymmetrisch erfolgen. Grundsätzlich lassen sie sich in drei Bewegungsformen teilen. Bei dem Öffnen und Schließen des Mundes findet eine Scharnierbewegung statt. Das Heben (Adduktion) und Senken (Abduktion) der Mandibula findet hauptsächlich in der diskomandibulären Kammer unterhalb des Diskuses statt. Dabei werden in einer ersten Phase die leicht schräg gestellten walzenförmigen Kondylen um die eigene Achse rotiert und ab einem Winkel von 15 Grad findet eine Gleitbewegung der Gelenkpfanne nach vorne in Richtung Tuberculum articulare (höckerartiger Knochenvorsprung des Schläfenbeins) statt (Abb. 3). [17],[10]

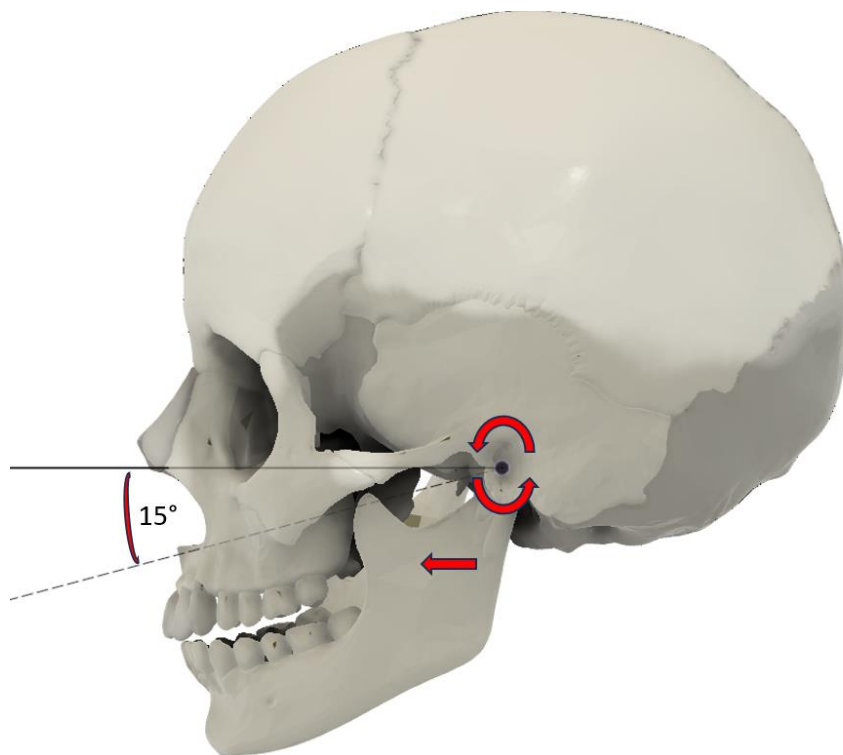


Abb. 3: Scharnierbewegung der Mandibular

Das Vor- und Zurückschieben der Mandibula ist eine reine Translationsbewegung, die überwiegend in der diskotemporalen Kammer stattfindet (Abb. 4). Für diese Bewegung kann der Mund geschlossen bleiben. Das Verschieben des Kiefers nach vorne (Protrusion) ist dabei wesentlich weiter möglich als die Verschiebung des Kiefers nach hinten (Retrusion).

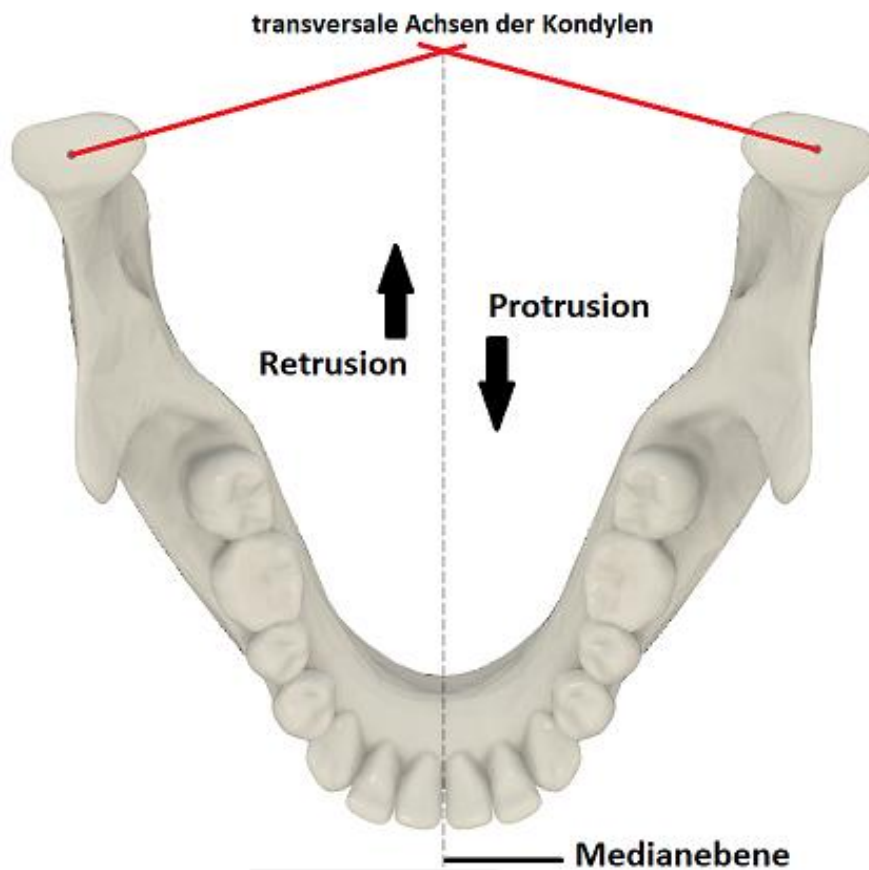


Abb. 4: Retrusions- und Protrusionsbewegung der Mandibular

Die Mahlbewegung (Lateralbewegung) ist eine asymmetrische Kombinationsbewegung. Der Gelenkkopf der Arbeitsseite (ruhender Kondylus) führt dabei eine Rotation um eine vertikale Achse durch, während die Balance Seite (schwingender Kondylus) eine Bewegung nach vorne und unten durchführt (Abb. 5).

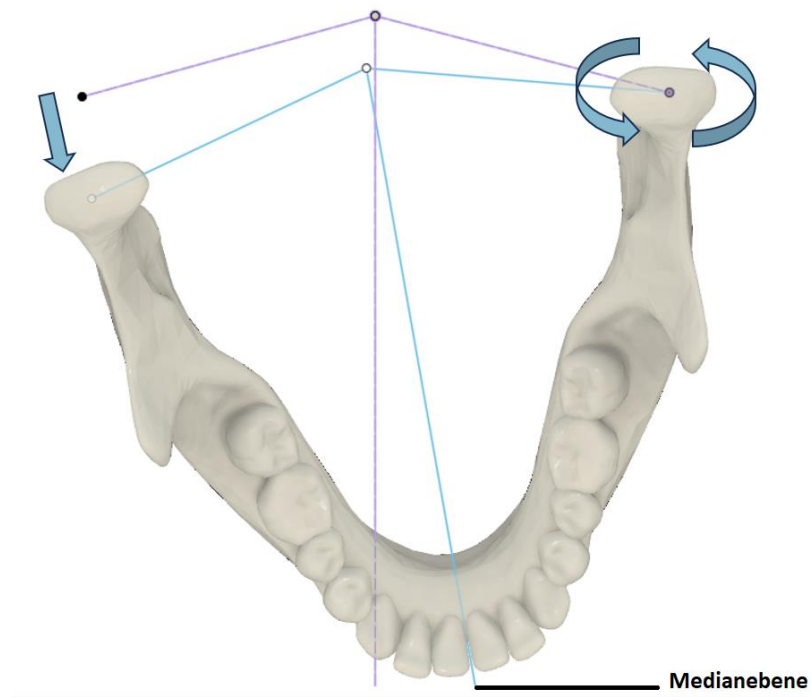


Abb. 5: Lateralbewegung der Mandibular

Die Achse des Kiefergelenks ist demnach verschiebbar, daraus ergeben sich komplexe Bewegungen in alle drei Raumrichtungen, die oft als Kombinierte Bewegungen stattfinden. [1], [10], [17]

## 2.2. Achsiographie

Für Zahnärzte und Zahntechniker sind die genauen Bewegungsabläufe und Kiefergelenkbewegungen von großem Interesse, da sie es ermöglichen die Bissfunktion statisch und dynamisch zu simulieren. Zahntechniker benutzen einen Artikulator (Abb. 6) um an einer möglichst realitätsnahen Abbildung der Gelenkanatomie zu arbeiten.



Abb. 6: Artikulator der Firma Amann Girrbach

Da eine große Variabilität der menschlichen Kiefermorphologie festgestellt wurde, muss der Artikulator auf jeden Menschen individuell eingestellt werden. Damit der Artikulator eine möglichst genaue Abbildung der Gelenkbahn des zu versorgenden Patienten nachahmen kann, ist es notwendig, wichtige Parameter des Kiefers zu ermitteln und zu übertragen.

Um Bewegungen im Raum beschreiben zu können, benötigt man eine Referenzebene oder Referenzpunkte zu welchen die Bewegungen relativ beschrieben werden können. Da jeder Kiefer einzigartig in seiner Morphologie ist, wurde versucht mit Hilfe von anatomischen Punkten eine Ebene zu definieren, die als Referenz zur Beschreibung andere Ebenen und Punkte dient.

Die zwei am weitesten verbreiteten Hilfsebenen sind die Deutsche Horizontale und die Campersche Ebene (Abb. 7)

### Deutsche Horizontale (Frankfurter Ebene)

In 1882 wurde die Frankfurter Ebene von Anthropologen in Frankfurt am Main auf einem Kongress definiert. Sie wird als Bezugsebene in der Zahnmedizin benutzt und erstreckt sich vom höchsten Punkt des äußeren Gehörganges ( Porus acusticus externus) bis and den Unterrrand der Orbita (Augenhöhle).

### Campersche Ebene

Eine weitere gedachte Bezugsebene die in der Zahnmedizin Verwendung findet, ist die Campersche Ebene. Sie startet ebenfalls am Porus acusticus externus aber verläuft bis zur Spina nasalis anterior, ein dorsal gelegenen Punkt am Übergang vom Nasensteg zur Oberlippe. Die Campersche Ebene hat den gleichen Startpunkt (Porus acusticus) aber weicht etwa 10 bis 15 Grad von der Frankfurter Ebene ab. Es wird angenommen, dass die Campersche Ebene parallel zu der Okklusionsebene (Kaubebene) verläuft. Durch die Campersche Ebene als Bezugsebene lässt sich somit die Okklusionsebene bestimmen. Wird ein Gesichtsbogen entsprechend der Camperschen Ebene ausgerichtet lässt sich die Ausrichtung des Oberkiefers zum Unterkiefer auf einen Artikulator übertragen. [20]

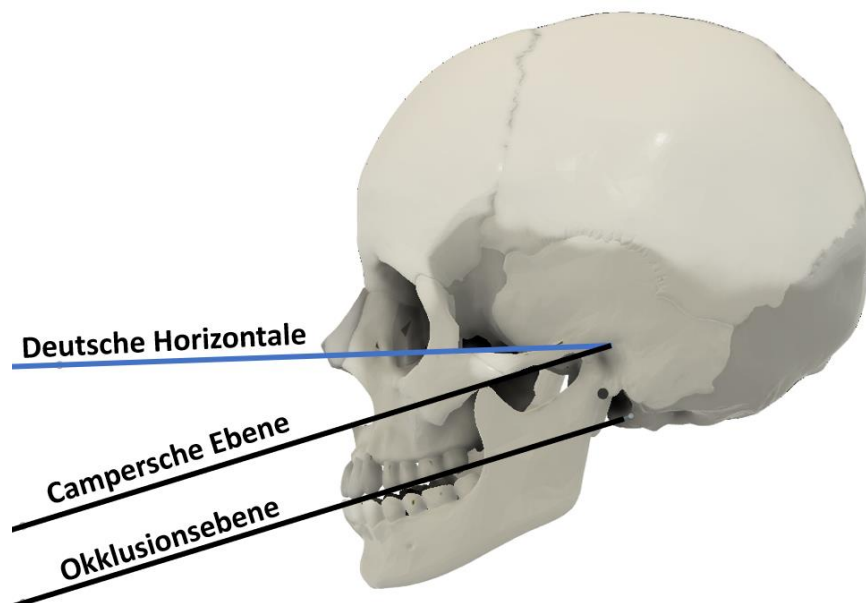


Abb. 7: Bezugsebenen

Die Okklusionsebene wird in der Regel durch den Zahnkontakt definiert. Die Kondylenposition wird in diesem Fall von der Beschaffenheit der Zähne mitbestimmt und muss nicht zwingend zentrisch sein. Eine asymmetrische Kondylenposition kann aber zu einem pathologischen Biss führen. Nutzen sich Zähne einseitig ab, liegt die Okklusionsebene schief und die Kondylen befinden sich nicht mehr in zentraler Lage. Dies kann zur weiteren einseitigen Abnutzung der Zähne führen. [20]

### 2.3. Funktionsweise Centric Guide 3D

Das zu untersuchende Messsystem, der Centric Guide 3D (Abb. 8), misst eine relative Positionsänderung. Hierfür besitzt der Centric Guide 3D, 4 lineare induktive Encoder. Zwei für die Z-Achse und jeweils einen für die X- und Y-Achse.

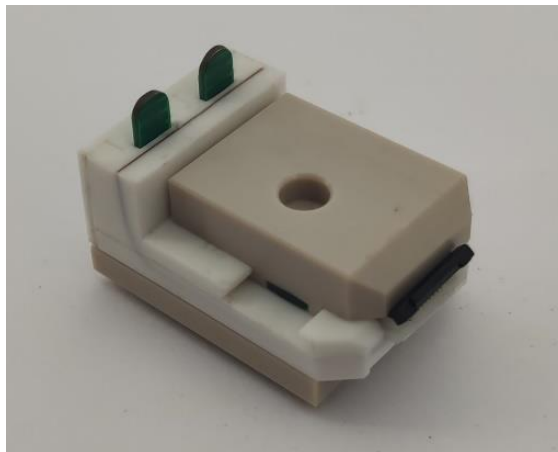


Abb. 8: Centric Guide 3D

Die Positionsänderung wird durch induktive Encoder der Firma Posic erfasst. Bei den Sensoren handelt es sich im Grunde um Differenzialtransformatoren. Durch eine Kopplung zwischen einem Ferromagnetischen Maßband und einer Primär und Sekundärspule wird ein messbares Signal erzeugt. Die Primärspule erzeugt ein hochfrequentes Magnetfeld (Transformator). Die zwei Sekundärspulen sind symmetrisch in einer differentiellen Position zu der Primärspule angeordnet.

Die Primärspule induziert eine Spannung in beiden Sekundärspulen. Im Fall, dass das Magnetfeld nicht durch einen äußeren Einfluss gestört wird, ist die resultierende Spannung der beiden differentiell angeschlossenen Sekundärspulen gleich null.

Bewegt sich nun ein ferromagnetisches Objekt innerhalb des von der Primärspule erzeugten Magnetfeldes, verschiebt sich das Feld in Richtung des ferromagnetischen Objektes. Wenn das Magnetfeld seine Symmetrie verliert, ist die Spannung an dem Differenzspulpaar ungleich Null (Abb. 9).

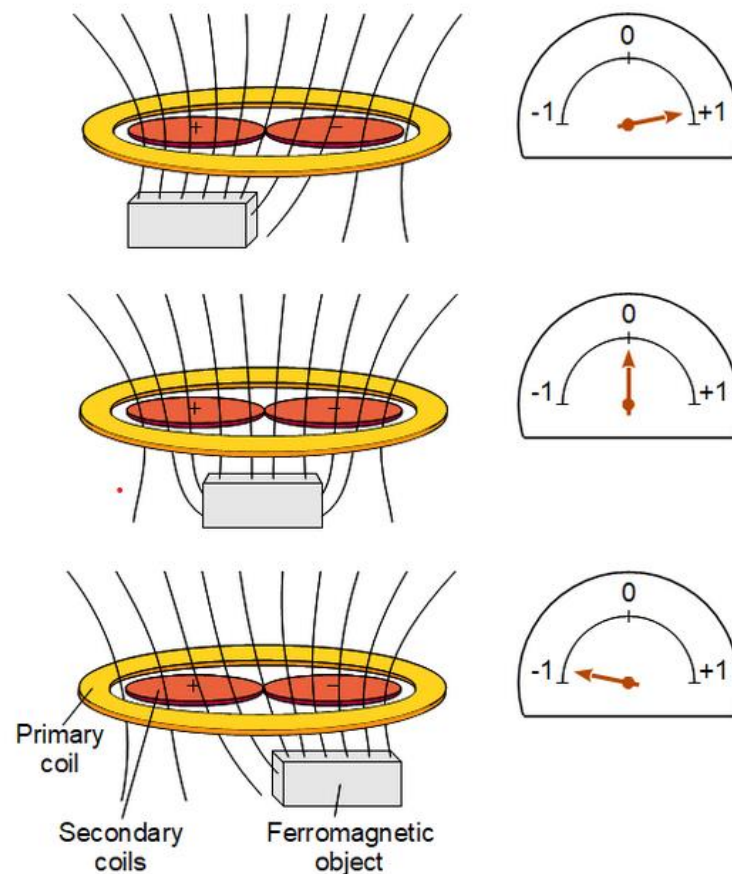


Abb. 9: Spannungsänderung am Differenzspulpaar [18]

Damit die Einflüsse durch Rausch- und Störquellen so gering wie möglich sind, werden die Modulationsfrequenz sowie die Trägerfrequenz der Sekundärspulen synchron demoduliert. Dadurch können Störfrequenzen die außerhalb der Modulationsfrequenz (1-2MHz) herausgefiltert werden.

Eine Richtungsbestimmung wird dadurch möglich, dass ein zweites Sekundäres Spulenpaar versetzt neben dem ersten paar platziert ist und zwar so, dass die beiden Signale genau 90 grad Phasenverschoben sind. Dadurch erhält man ein Sinus und ein Cosinus Signal (Abb. 10). Durch diesen Phasenunterschied lässt sich bestimmen ob ein ferromagnetisches Objekt von links nach rechts oder von rechts nach links durch das Magnetfeld des Sensors bewegt. Die



Periodenlänge wird durch den Abstand der Ferromagnetischen Objekt bestimmt. Damit ein sauberes Sinus- und Cosinus Signal entsteht, ist es entscheidend, dass sich das wiederholende Muster aus ferromagnetischen Streifen auf dem Maßband, dem der Spulengeometrie des Sensors entspricht. Die Sinus und Cosinus Signale können mit Hilfe von Schwellenschaltern in Impulsgebern zu Rechtecksignalen bzw. Impulse umgewandelt werden. Jeder Impuls entspricht dann einer definierten Wegstrecke und so können relative Positionen ermittelt werden. Im Falle des Posic Encoder entspricht das einer Auflösung von  $0,02 \mu\text{m}$ . [18]

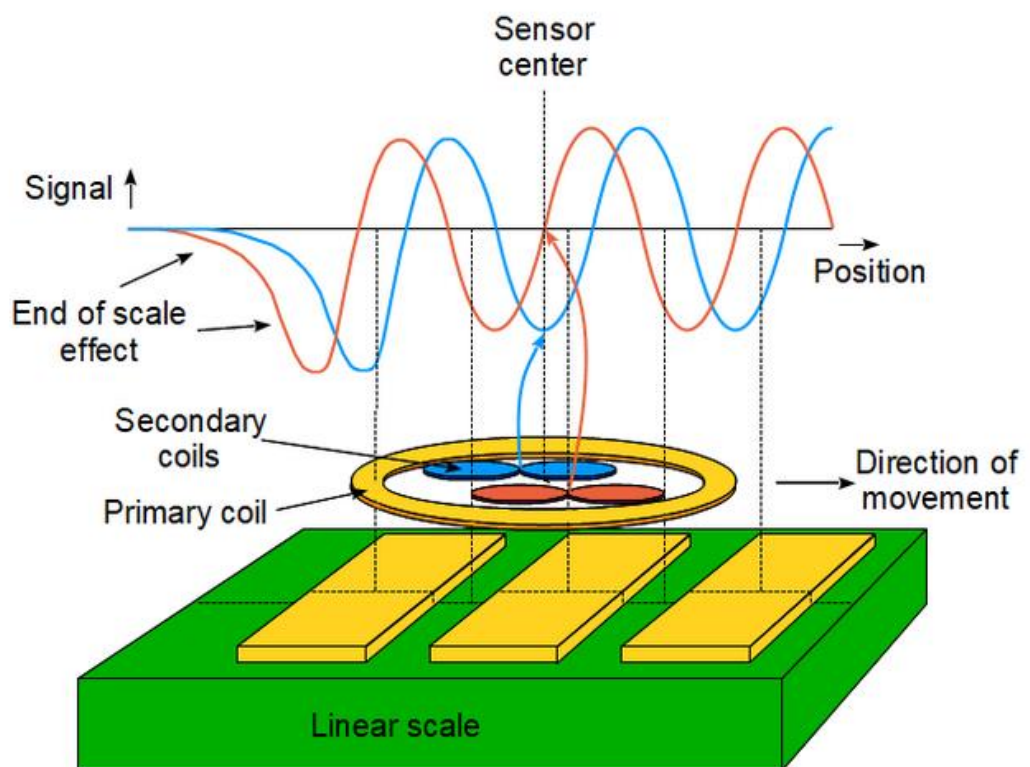


Abb. 10: – Signalerzeugung eines induktiven Sensors [18]

Beim Centric Guide 3D sind die Encoder fest im Körper des Sensors verbaut und die Maßbänder sind in den X-Schlitten (Abb. 11, links) und Y-Schlitten (Abb. 11, Mitte) verbaut. Die Maßbänder für die Z-Achse (Abb. 11, rechts) werden über Federn gespannt. Auf diese Weise werden sich nach Entlastung wieder in ihre Ausgangsposition zurückgedrückt.

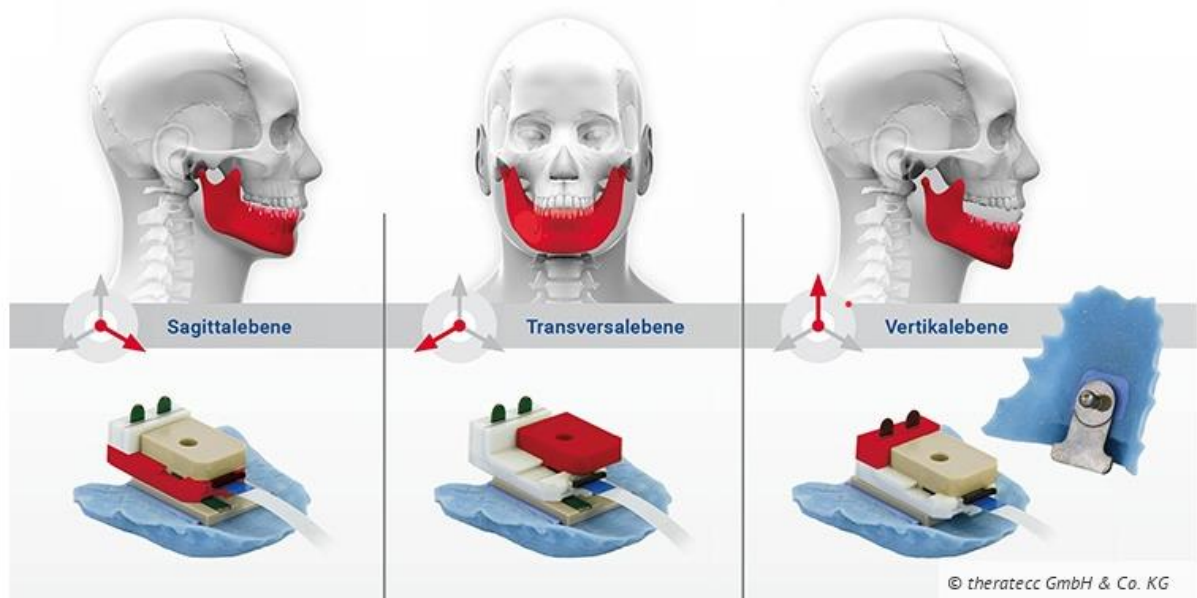


Abb. 2: Sensor und Stützstift  
© theratecc GmbH & Co. KG

Abb. 11: Messachsen des Centric Guide 3D [8]

Bei einer Messung wird der unter Teil des X-Schlittens über einen Formschluss mit der Unterkieferschablone verbunden. Bei der Herstellung der Unterkieferschablone wird darauf geachtet, dass die Grundplatte parallel zur Camberschen Ebene liegt. Der Y-Schlitten ist über einen Stift mit der Oberkieferschablone verbunden. Auf diese Weise lassen sich alle Translatorischen Bewegungen erfassen (Abb. 11). Hinter dem Stift befindet sich eine Metallplatte die als definierter Widerstand für die zwei Sensoren der Z-Achse dient. Damit kann auch die Rotation/Verkipfung des Kiefers, die bei der Mahlbewegung entsteht, gemessen werden. Mit dem Sensor in X-Richtung lässt sich somit die Protrusion und Retrusion des Kiefers aufzeichnen. Mit dem Sensor in Y-Richtung, die Bewegung nach lateral (Arbeitsseite) und wieder nach medial-ventral (Balanceseite). Mit den beiden Sensoren in Z-Richtung lassen sich die Abduktion (Senken) und Adduktion (Heben) erfassen, sowie die Kippbewegung.

### 3 Stand der Technik

Mit der Aufzeichnung der Kondylarbewegungen gewinnt man Informationen, die genutzt werden können um einen Artikulator so einzustellen, dass er die Dynamik des menschlichen Kiefers so genau wie möglich imitiert. Eine relativ kleine Änderung der Bewegungsbahn kann einen erheblichen Einfluss auf die Okklusion haben. Um eine möglichst genaue Zahnversorgung oder Zahnrestauration zu fertigen ist es also notwendig die Kondylarbewegungen und deren zentrische Position so genau wie möglich zu erfassen. [4]

Die Methoden zur Aufzeichnung der Kondylarbewegungen kann grob in zwei Methoden unterteilt werden. In analoge Methoden wie das Pfeilwinkel- oder Stützstiftregistrat und digitale Methoden. Da es sich bei dem Centric Guide um ein digitales System handelt werden die analogen Methoden in dieser Betrachtung nicht berücksichtigt. Die digitalen Messmethoden basieren auf verschiedenen physikalischen Messprinzipien.

Die gängigsten Methoden sind:

- Radiografisches Tracking
  - Computertomographie (CT)
  - Video Röntgenfluoroskopie
- Optoelektronisches Tracking
- Magnetisches Tracking
- Ultraschall Tracking
- Axiographie

Die radiographischen Tracking Methoden werden in dieser Betrachtung nicht berücksichtigt und sind nur der Vollständigkeit halber aufgelistet. Die radiographischen Tracking Methoden zeichnen sich durch eine hohe Genauigkeit aus, da sie die Bewegungsartefakte der Haut ignorieren und die Bewegung der Mandibeln direkt aufzeichnen. Allerdings werden diese Methoden bisher ausschließlich in der Forschung verwendet, da es bei den Messungen von ca. 10 Sekunden laut Chen et al. (2013a) zu einer Strahlenbelastung von etwa 135ySv kommt. Die Daten müssen zudem aufwendig und mit spezieller Software verarbeitet werden und sind deshalb für den alltäglichen Einsatz im Zahnlabor bisher ungeeignet. [7]

### **Optoelektronisches Tracking**

Das Optoelektronische Tracking ist weit verbreitet in der Bewegungsanalyse und findet auch in der Zahnmedizin Verwendung. Um die 3D-Trajektorie des Kiefers zu berechnen werden Marker verwendet. Es kann zwischen aktiven Markern, die Infrarotlicht aussenden und passiven Markern, die als Retroreflektor dienen, unterschieden werden. Die Position der Marker wird von mindestens zwei Kameras aufgenommen. Durch den Laufzeitunterschied können so Bewegungen im dreidimensionalen Raum erfasst werden. Die Marker werden in der Regel an einem Rahmen befestigt, der mit einer Zahnschiene am Unterkiefer und am Oberkiefer starr mit den Zähnen verbunden wird oder direkt auf die Zähne geklebt wird. Der Vorteil bei dieser Methode ist, dass zusätzliche Referenzmarker am Schädel angebracht werden können, die als Anatomisches Referenz-Koordinatensystem dienen. Der Nachteil ist, dass die Messung zeitaufwendig ist und eine spezielle Laborumgebung mit besagten Kameras benötigt, was für die meisten Zahnlaboren nicht praktikable oder möglich ist.

In einer Studie von Fushima et al. (2003) wurden lineare Bewegungen mit einem Optoelektronischen System gemessen. Dabei wurde ein Messfehler von  $0,11\text{mm} \pm 0,08\text{ mm}$  festgestellt. Grund für die Abweichungen sind laut Otake et al., (2006) zum einen auf eine Verformung innerhalb der starren Markerrahmen zurück zu führen, sowie auf eine schlechte Fixierung zwischen den Markerrahmen und dem Unterkiefer. [9], [22]

Wie groß die Abweichungen werden können, wenn die Marker direkt auf der Haut angebracht werden, zeigt eine Studie von Chen et al., (2011). Sie untersuchten die Öffnungs- und Schließbewegungen mit Hilfe eines optoelektronischen Systems und ermittelten einen Messfehler von bis zu 3,27mm. Die Befestigung der Marker über eine Zahnschiene ist also in jedem Fall sinnvoll, erhöht jedoch die Komplexität, Kosten und den Zeitaufwand der Messung. [7]

### **3D Scanning**

Bei dem 3D Scanning wird der Kiefer mit einem 3D Scanner aufgezeichnet und eine 3D-Punktwolke erzeugt. Hierbei ist eine zusätzliche Anbringung von Markern auf den Ober- und Unterkieferzähnen notwendig, die später als Messpunkte genutzt werden können. Durch die Anbringung direkt auf den Zähnen, können Hautbewegungsartefakte vermieden werden. Damit die Marker auf den Zähnen zu jeder Zeit sichtbar sind, muss ein Wangenhalter eingesetzt werden, der die natürlichen Bewegungen des Kiefers beeinflussen kann. In einer Studie von Kwon et al., (2019) wurden die Messergebnisse des 3D Scans mit den Bewegungsdaten eines 3D-

Cone-Beam-CT-Scans (CBCT) verglichen. Sie kamen zum Ergebnis, dass die Position der Marker eine Genauigkeit von 4,1- 6,9  $\mu\text{m}$  aufweisen. [15]

### **Magnetische Messverfahren**

Die Magnetischen Messsysteme zeichnen eine Stromänderung in einem Magnetfeld auf, die durch die Positionsänderung eines Magnetsensors entsteht. Die Sensoren können direkt auf die Zähne geklebt werden und ermöglichen so eine Messung der Kieferbewegung. Um die Daten des Sensors zu validieren, können die Daten der Bewegungsverfolgung mit Hilfe von CT-Scans abgeglichen werden. In einer Studie von Baltali et al., (2008b). kamen die Autoren zu einer Messgenauigkeit mit magnetischen Trackingsensoren von 0,03 mm  $\pm$  0,13 mm bei linearen Bewegungen und 0,36 mm  $\pm$  0,44 mm bei nicht linearen Bewegungen. Die Ergebnisse hängen dabei stark von der Kalibrierung des Sensors und der Umgebung ab. Jeder Metallische Gegenstand in der Nähe kann zu Störung der Messung führen. [6]

### **Ultraschall Tracking**

Bei dieser Technologie wird ein Ultraschallsender über einen Bogen starr mit den Unterkieferzähnen verbunden. Ähnlich wie bei der Befestigung der Marker, bei dem optoelektronischen Verfahren. Der Ultraschallempfänger ist am Kopf der Testperson befestigt. Die relative Bewegung des Kiefers, lässt sich durch die Latenzzeiten der Ultraschalleimpulse zwischen Sender und Empfänger berechnen. Hugger et al., (2001) haben die Genauigkeit eines solchen Systems untersucht, in dem sie den unteren Teil auf einen Messtisch montiert haben. Sie kamen zu einem mittleren Fehler von 0,1 mm in der transversalen Richtung, 0,13 mm in der sagittalen Richtung und 0,17 mm in der vertikalen Richtung. [21]

### **Elektromechanisches Tracking**

Bei dem elektromechanischen Tracking, wird wie beim Ultraschalltracking mit einem unteren und einem oberen Gesichtsbogen gearbeitet. Am oberen Teil wird eine Sensorplatte im Bereich der Kondylen befestigt. Am unteren Teil werden im Bereich der Kiefergelenke, Taststifte angebracht. Die Bewegungsbahn des Kiefers wird durch den Kontakt zwischen Taststiften und Sensorplatte elektronisch aufgezeichnet. In einer Studie von Sadat-Khonsari et al., (2003a). wurde ein Fehler von 0,57 mm pro 5 mm in der Transversalebene und 0,07 mm pro 5 mm in der Sagittalebene ermittelt. Als Referenzmesssystem nutzten die Autoren einen Messtisch, an dem der untere Gesichtsbogen befestigt wurde. Als Fehler wurden die Vibrationen des Gesichtsbogens sowie eine Fehlerhafte Platzierung der Taster genannt. [19]

---

Ein Problem, das alle Methoden teilen, die mit doppelten Gesichtsbögen arbeiten, ist dass das Gewicht, welches auf dem Unterkiefer lastet die natürlichen Bewegungen verfälschen kann und zu einer schnelleren Muskelermüdung führt. [21] Gängige Methoden die als Validierung der Messsysteme dienen sind also CT oder Messtische.

## 4 Problemstellung

Die Messung der Zentrallage des Unterkiefers ist nur indirekt möglich. Während die transversalen Bewegungen der Kondylen, denen des Unterkiefers entsprechen, sind Rotationen und die vertikalen Bewegungen abhängig von Platzierung des Sensors. Je näher der Sensor an der Kieferachse platziert wird, desto kleiner werden die Abweichungen. Selbst bei einer gelenknahen Platzierung des Sensors, ist die Validität und die Reliabilität entscheidend. Beide Parameter sind wichtig für zuverlässige und genaue Messergebnisse, welche wiederum die Grundlage einer guten Zahnversorgung bilden. Um die Validität des Sensors zu messen wird also ein Messsystem benötigt, das in der Lage ist alle Achsen des Sensors zu messen. Damit auch die Reliabilität getestet werden kann muss dieses Messsystem automatisiert werden, damit nicht alle Messungen per Hand durchgeführt werden müssen. Im Stand der Technik wurde bereits identifiziert, dass zwei gängige Methoden zur Validierung von Messsystemen der CT-Scan oder ein Messtisch sind.

Nach dem Abschluss der Messungen soll eine kleine Pilotstudie zu Messunterschieden bei unterschiedlicher Körperposition durchgeführt werden. Die Hypothese ist hierbei, dass die Körperhaltung bei der Messung einen signifikanten Einfluss auf die Messergebnisse hat.

## 5 Methodik

Im Stand der Technik wurde sich ein Überblick über existierende Verfahren zur Ermittlung der Zentrallage des Kiefers sowie deren Methodik zur Validierung der Systeme verschafft. Auf Grundlage dessen wird die Aufgabenstellung in mehrere Teilaufgaben gegliedert.

Als erstes werden die Anforderungen an den Prüfstand identifiziert und in einem Lastenheft konkretisiert. Basierend auf den Anforderungen an den Prüfstand wird eine Auswahl von Lösungen getroffen. Um die Funktionsweise der ausgewählten Lösungen zu verifizieren wird ein Prototyp entwickelt und getestet. Auf Basis der mit dem Prototyp gewonnenen Erkenntnisse, können Lösungsstrategien angepasst werden und der finale Prüfstand umgesetzt werden.

Um den Sensor zu validieren und auf Reliabilität zu testen werden mehrere Messreihen durchgeführt. Die einzelnen Achsen werden in einer Messroutine jeweils 10-mal in beide Richtungen bewegt. Die Abweichung in diesen 10 Messungen dient als Indikator für die Reliabilität. Der Sensor wird 15-mal auf diese Weise getestet. Das sichert eine Objektive Messung. Die Mittelwerte aus den 15 Messreihen werden mit denen des Referenzsystems verglichen um eine Aussage über die Validität zu treffen. Bei der Entscheidung für die Längen der Prüfstrecken der einzelnen Achsen wird sich an den Erfahrungswerten orientiert, die bei bisherigen Messungen entstanden sind. Das bedeutet für die X-Achse: 10 mm, für die Y-Achse: 8 mm und für die Z-Achse: 2 mm, wobei eine Z-Bewegung am Sensor von 2 mm, einer Kondylenbewegung von 9 mm entspricht.

Nach Abschluss der Messungen am Sensor, wird die Pilotstudie durchgeführt. Die Haltung des Körpers spielt eine Rolle bei der Messung der Kondylarbewegungen, weil die Position des Unterkiefers von der Position des Kopfes beeinflusst wird. Anteriore und posteriore Verschiebungen des Kopfes verändern den Gelenkspalt des Kiefergelenkes und können auch Einfluss auf die Okklusion haben. [16] Es ergibt also Sinn sich die Frage zu stellen, ob die übliche Haltung in der Bissnahmen genommen werden, in sitzender/liegender Position (Dental Stuhl), einen Einfluss auf die Messung der Zentrallage des Unterkiefers hat. Um zu sehen ob ein Trend existiert, der auf Unterschiede bei Messungen in verschiedenen Körperhaltungen hindeutet, wird in dieser Pilotstudie ein entsprechender Versuch durchgeführt. Es werden 3 Messungen zur Ermittlung der Kondylarbewegungen im sitzen/liegen durchgeführt und 3 Messungen im aufrechten Stand. Die Ergebnisse der Messungen werden auf auffällige Unterschiede hin untersucht.



## 6 Ergebnisse

Aus dem Stand der Technik ergaben sich zwei Methoden um Messsysteme zu validieren. Zum einen die CT und zum anderen ein Messtisch. Alle Methoden die auf Röntgenstrahlung basieren kommen für diese Untersuchung nicht in Frage aufgrund der erhöhten Strahlenbelastung. Im Zuge dessen wurde sich für eine Prüfstand basierend auf einem Messtisch entschieden. Im ersten Schritt werden die Anforderungen an diesen Messtisch in einem Lastenheft festgehalten.

### 6.1. Lastenheft

#### Führung

Damit die Achsen isoliert voneinander gemessen werden können, wird eine lineare Führung benötigt. Übliche Linearführungssysteme sind Rollen-Linearführungen, Kugelumlauf Führungen oder eine Gleitführungen.

#### Sensor

Der Centric Guide 3D besitzt lineare induktive Encoder, die es ermöglichen relative Wegstrecken zu ermitteln. Als Referenz wird also ebenfalls ein Sensor benötigt, der ebenfalls eine Wegstrecke messen kann und eine vergleichbare Auflösung besitzt.

Die drei wichtigsten Anforderungen an den Sensor sind in Tabelle 1 dargestellt.

Tabelle 1 Anforderungen an den Sensor

Auflösung	Mindestens 20 nm
Min. Zählereingangsfrequenz	Mindestens 1 MHz
Messbereich	Mindestens 20 mm

#### Automatisierung

Die Messungen sollen später automatisiert ausgeführt werden. Deshalb ist ein Motor mit entsprechender Steuerung notwendig. Zur Auswahl steht ein DC-Motor mit einer H-Brücke als Ansteuerung oder ein Stepper-Motor, der einen Microcontroller zu Ansteuerung benötigt. Des

Weiteren muss die Rotationsbewegung des Motors in eine lineare Bewegung umgewandelt werden.

### **Microcontroller**

Da die Messung automatisiert ausgeführt werden soll, wird ein Microcontroller benötigt, der die Aufgabe der Messung sowie die Steuerung des Messtisches übernimmt und mit dem man zusätzlich interagieren können muss, um verschiedene Messroutinen auszuwählen.

### **Serielle Schnittstelle**

Die Daten sollen später an einem Computer ausgewertet werden. Um die Daten des Sensors loggen zu können, soll deshalb eine Serielle Schnittstelle implementiert werden, mit welcher dies möglich ist.

### **ESD-Schutz**

Eine Serielle Schnittstelle bedeutet auch eine Verbindung nach „Außen“ und menschliche Interaktionen. Durch statische Aufladungen können Spannungen entstehen, die im Stande sind den Microcontroller oder andere elektronische Bauteile zu zerstören. Als Schutzmaßnahme soll deshalb einen ESD-Schutz in die Schaltung implementiert werden.

### **Signal Filterung**

Da sich die Auflösung der Systeme in  $\mu\text{m}$ -Bereich befindet, führen bereits kleine Störungen zu größeren Messungenauigkeiten. Damit die Signale möglichst „sauber“ bei dem Auswertesystem ankommen, bietet es sich an, mögliches Rauschen oder Störeinflüsse durch eine Filterung zu minimieren. Die kann zum einen physikalisch geschehen oder auch digital durch entsprechende Hoch- und Tiefpassfilter

### **Steuerung**

Da die Achsen des Sensors mit unterschiedlichen Prüfstrecken gemessen werden, ist es notwendig, dass man mit dem Microcontroller interagieren kann. Es soll die Möglichkeit geben, die Messroutine für die gewünschte Achse zu wählen. Damit der Nutzer weiß, welche Messroutine gerade ausgewählt ist, soll es eine visuelle Rückmeldung vom Controller geben.

## **Sensoraufnahmen**

Damit die Achsen des Centric Guides im Prüfstand gemessen werden können, muss eine Aufnahme für den Sensor entworfen werden. Sie muss dafür sorgen, dass ein Teil des Sensors statisch bleibt, während die zu prüfende Seite von dem Messtisch bewegt wird. Bevor die X-Achse und Y-Achse des Sensors ausgelesen werden kann muss der Sensor eine definierte Änderung der Z-Achse erfahren. Dies ist aufgrund des Messeinsatzes so implementiert und muss bei der Konstruktion der Aufnahmen für den Sensor berücksichtigt werden.

## **Software**

Zum steuern des Motors und zum Auslesen des Sensors wird ein Code benötigt, der dem Microcontroller die nötigen Befehle gibt. Die Sprachen die zur Auswahl stehen sind fähigkeitsbedingt MicroPython oder C++.

## **6.2. Auswahl der besten Lösung**

### **Führung**

Als Führung wurde eine Kugelumlauf Führungen gewählt, da sich diese für diese Messaufgabe dank ihrer hohen Steifigkeit und Präzision eignen und aufgrund einer früheren Entwicklungsarbeit bereits in der Firma vorhanden und somit kostengünstig ist.

### **Sensor**

Durch die gegebenen Anforderungen wird die Wahl des Sensors eingeschränkt. Sensoren die sich für die Messaufgabe eignen würden, wären magnetische Linear Encoder oder Optische linear Encoder. Dabei zeichnen sich magnetische Linear Encoder durch eine robustere und kostengünstigere Bauweise aus, währenddessen die optischen lineare Encoder potentiell eine höhere Auflösung bieten. [12]

Da sich der Messtisch in einem geschützten Umfeld befindet, bietet sich ein optischer Encoder an. Es wird sich für den RGH24 der Firma Renishaw entschieden. Dieser entspricht allen Anforderungen (Tabelle 2) und ist aufgrund einer früheren Entwicklungsarbeit bereits in der Firma vorhanden.

Tabelle 2: Gegenüberstellung der beiden Sensoren

Sensor	Renishaw RGH24	Posic (Centric Guide 3D)
Auflösung	10 nm	20 nm
Min. Zählereingangsfrequenz	4 Mhz	1 MHz
Messbereich	150 mm	20 mm

### Automatisierung

Die Wahl des Motors ist auf einen Stepper-Motor gefallen. Dieser ermöglicht eine wesentlich genauere Ansteuerung und Positionierung als ein DC-Motor.

Der Nema 17 ist ein Stepper-Motor, der eine Auflösung von  $1,8^\circ$  grad besitzt. Das bedeutet er kann eine ganze Umdrehung in 200 Schritte unterteilen. Um die Genauigkeit zu erhöhen wird der Motor mit einem geeigneten Treiber angesteuert. Dieser ermöglicht es den Motor nicht nur mit vollen Schritten, sondern auch mit  $1/4$ ,  $1/8$  und  $1/16$  Schritten anzusteuern. Bei dem sogenannten Microstepping muss beachtet werden, dass das Drehmoment des Motors mit steigender Schrittzahl sinkt. Im  $1/16$ -Schrittmodus wird eine Umdrehung durch 3.200 Schritte mit jeweils  $0,1125^\circ$  aufgelöst. Der Treiber verfügt ebenfalls über ein Potentiometer mit dem sich der Stromfluss regulieren lässt. Versorgt werden muss der Motor mit 12 Volt. Dementsprechend benötigt der Treiber, welcher den Motor speist, eine externe Spannungsversorgung von 12 Volt. Dies wird über einen DC Power Jack umgesetzt.

Damit die Rotationsbewegung in einer linearen Bewegung umgewandelt werden kann wird eine Trapezgewindeschraube mit einer Steigung von 8 mm verwendet. Diese wird mit einem Koppler mit dem Rotor des Motors verbunden.

### Microcontroller

Als Microcontroller wurde sich für einen ESP 32 S3 der Firma Espressif Systems entschieden. Er bietet mit einer digitalen Lesegeschwindigkeit von 5 MHz und einer Taktfrequenz von 240 MHz einen ausreichend schnellen Prozessor um den Sensor (min. 4 MHz) auszulesen. Darüber hinaus ist ein USB zu JTAG-Konverter mit auf dem Chip integriert, über den sich der Controller programmieren lässt und später auch debuggen. Außerdem verfügt der ESP 32 S3 über zwei Prozessorkerne, was es ermöglicht sowohl die Steuerung als auch die Messung synchron durchzuführen. Der ESP 32 S3 ist mit integriertem Flash Speicher erhältlich, was die

zusätzlich benötigten Komponentenanzahl reduziert. 45 programmierbare IO-Pins bieten genug Möglichkeiten weitere Funktionen wie Buttons, LEDs oder andere Peripherie anzubinden. Der ESP 32 S3 verfügt weiterhin über ein Bluetooth- und Wifi-Modul, welches in Zukunft auch kabellose Messungen ermöglichen könnte.

### **Serielle Schnittstelle**

Da sich im Microcontroller ein JTAG zu USB-Konverter befindet, ergibt es Sinn auch das USB 2.0-Protokoll für die Übertragung der Daten zu nutzen. Zusätzlich bietet USB 2.0 eine 5V Versorgungsspannung, die genutzt werden kann um den Controller und den Sensor sowie den Motortreiber mit Strom zu versorgen. Allerdings benötigt der ESP sowie der Treiber für den Motor eine Versorgungsspannung von 3.3 V. Deshalb wird ein linearer Spannungs-Regler verwendet, der die 5V auf 3.3V regelt bei einem maximalen Strom von 500 mA.

### **ESD-Schutz**

Da USB 2.0 Hi-Speed mit zwei Datenleitungen auskommt, reicht ein entsprechender Chip wie der USBCL6.

### **Signal Filterung**

Der Sensor verfügt über eine RS422A Schnittstelle (EIA-422). Sie verfügt über einen 9-poligen Sub-D-Stecker der eine bidirektionale Datenübertragung von bis zu 10 Mbit/s ermöglicht. Die Signale der einzelnen Kanäle werden in Differenzsignale umgewandelt und anschließend über symmetrische Aderpaare übertragen. Diese Differenzsignale reduzieren Gleichtaktsstörungen, weil sie keine Verbindung zu einem Bezugspotential (Erde/Masse) haben. Es wird ein Empfänger benötigt, der die eingehenden Differenzsignale in die, für die nachgeschalteten Logikschaltungen erforderliche Single-Ended-Form, umwandeln kann. Zusätzlich wird das Signalrauschen durch 220 µf Kondensatoren reduziert. Nach Umsetzung der Schaltung wird mit einem Oszilloskop das Ausgangssignal untersucht und entschieden ob eine weitere Filterung notwendig ist.

Die Signalpegel am Transmitter betragen +5 V und 0 V. Der ESP32 hat ein Logikpegel von 3.3 V. Deshalb ist es notwendig das Signal mit einem „Logic Level Shifter“ von 5 V auf 3 V runter zu regeln. Das übernimmt ein TXS0108EPW (nicht-invertierender 8-Bit-Pegelumsetzer).

## **Steuerung**

Eine einfache Möglichkeit für eine Interaktion mit dem Microcontroller sind Pushbuttons. Da der ESP32 über interne pull-up Widerstände verfügt sind Pushbuttons einfach zu implementieren. Es werden insgesamt 4 Buttons benötigt. Einen zum Steuern des Bootauswahl und einen für einen Hardware-Reset des Controllers. Einen weiteren zum Starten und Stoppen der Messung und einen, zur Auswahl der Messroutine.

Als visuelles Feedback werden 5 LEDs verwendet. Eine zum Signalisieren, ob eine Messung in diesem Moment läuft oder nicht. Eine weitere als Indikator ob der Controller mit Strom versorgt wird und 3 weitere LEDs, die es ermöglichen zu sehen, welche Messroutine im Moment ausgewählt ist.

## **Sensoraufnahmen**

Die Aufnahmen erfahren bei der Messung keine großen Kräfte, müssen aber eine enge Toleranz aufweisen, damit der Sensor fest in der Aufnahme sitzt. Als Herstellungsprozess wurde sich für den 3D-Druck via Stereolithografie (SLA) entschieden. Als Drucker dient der Elegoo-Mars 2 mit einem ABS-like Resin. Die Aufnahmen lassen sich mit 3 Schrauben auf dem Mess-tisch befestigen und halten den Sensor mittels Formschluss. Aufgrund des Herstellungsverfahrens können die erforderlichen Toleranzen schnell getestet und wenn nötig angepasst werden.

## **Software**

Um den ESP 32 S3 zu programmieren wurde C++ verwendet, weil es bereits Bibliotheken zum Ansteuern dieses Prozessors in dieser Sprache gibt und das den Aufwand erheblich verringert.

### 6.3. Erstellung von Prototypen

Um die elektronischen Komponenten und den geschriebenen Code zu überprüfen wurden für die Motorsteuerung (Abb. 12) sowie das Auslesen des Sensors, separate Testschaltungen entwickelt und umgesetzt.

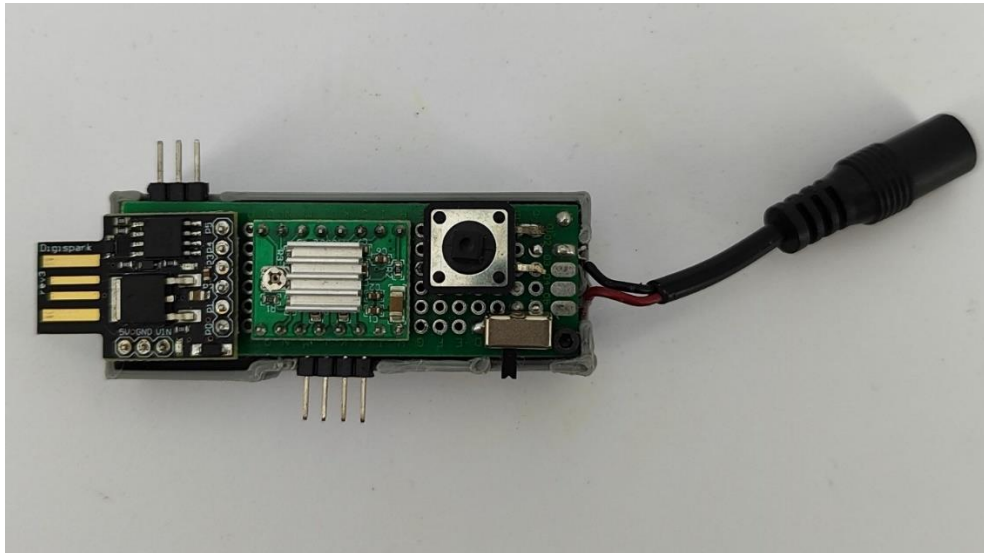


Abb. 12: Prototyp für die Motorsteuerung

Im Zuge der Motorsteuerung konnte ebenfalls die Verbindung zwischen Motor und Messtisch geprüft werden. Dazu wurde eine Motoraufnahme gedruckt, mit der sich der Motor in der Höhe verstellbar anbringen lässt. Bei dem Test ist ein gewisses Spiel in der Trapezgewindeschraube aufgefallen. Dieses ist aber nicht weiter problematisch, da die Differenz von zwei gemessenen Strecken miteinander verglichen werden. Der Centric Guide und der Renishaw erfahren also stets die gleiche Abweichung aufgrund der Trapezgewindeschraube.

Die Aufnahmen (Abb. 13) wurden gedruckt und auf Maßgenauigkeit und Toleranzen geprüft.

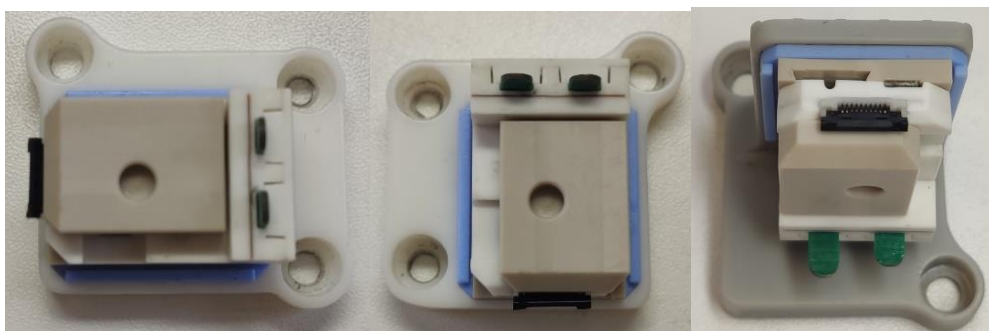


Abb. 13: Aufnahmen für den Centric Guide 3D

Damit sich die einzelnen Schlitten des Sensors nicht mit dem Tisch mitbewegen, müssen sie von einer weiteren Aufnahme gehalten werden. Da dieses Prinzip auch bei den Messungen am Patienten gilt, befindet sich ein definiertes Loch in dem Y-Schlitten. Mit Hilfe einer Madenschraube und einem Stempel lässt sich somit die Y-Achse fixieren (Abb. 14).



Abb.14: Halterung für den Y-Schlitten

#### 6.4. Umsetzung des Prüfstandes

Nach dem Test der Prototypen kann die Schaltung auf einer Leiterplatte umgesetzt werden (Abb. 15). Hierbei werden die Motorsteuerung und die Auswerteelektronik in einer Schaltung zusammengefasst (Anhang 5). Zur Überprüfung der Schaltung wird ein Design Rule Check (DRC) durchgeführt dessen Parameter auf die Möglichkeiten des Leiterplatten-Manufacturier eingestellt werden. Zudem wird in der 3D Ansicht überprüft ob es mögliche Kollisionen oder Schwierigkeiten beim Handlöten geben könnte.

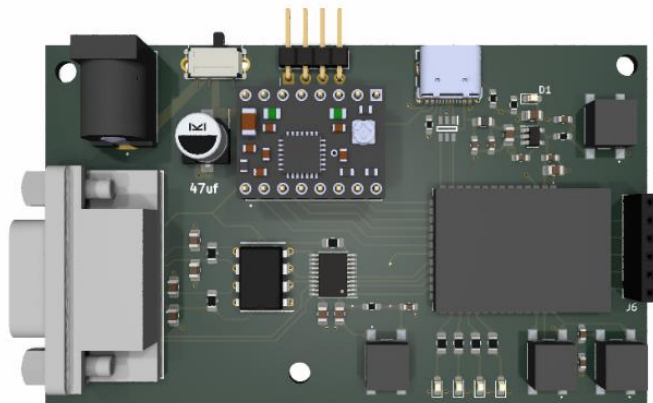


Abb. 15: Fertiger Leiterplattenentwurf



Nach der Herstellung wird die Platine auf Kurzschlüsse geprüft (Anhang 4). Nach erfolgreichem Test wird der Microcontroller mit dem geschriebenen Code (Anhang 1) programmiert. Das Ausgangssignal des Sensors wird auf Rauschen und Artefakte geprüft (Abb. 17).

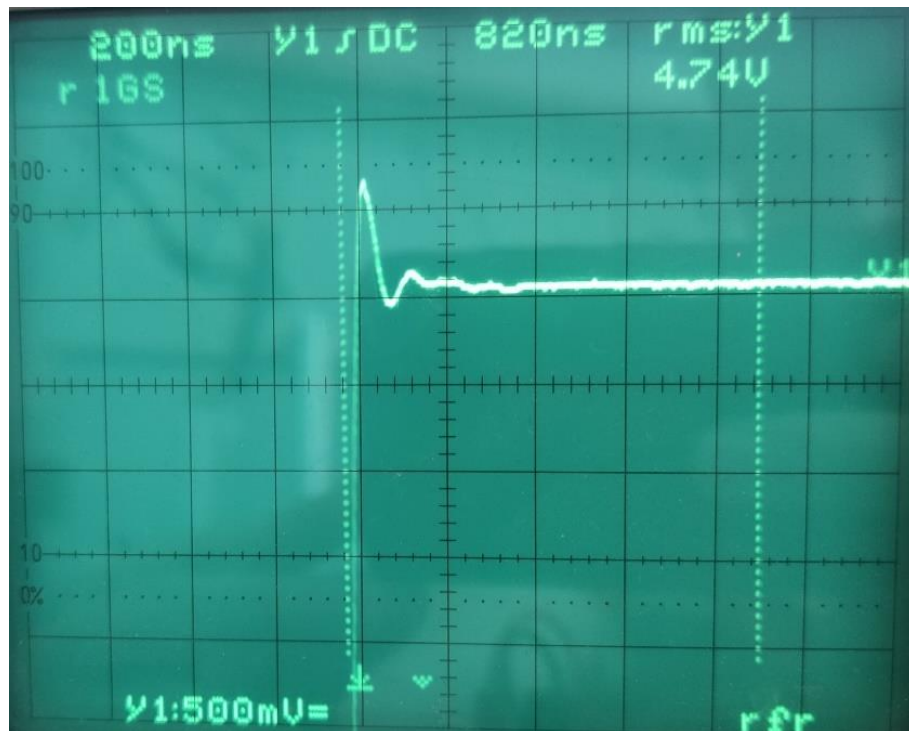


Abb. 17: Ausgangssignal Renishaw Sensor

Das Ausgangssignal schwingt minimal aber erfordert keine weitere Filterung. Alle Komponenten können zusammengefügt werden (Abb. 16).

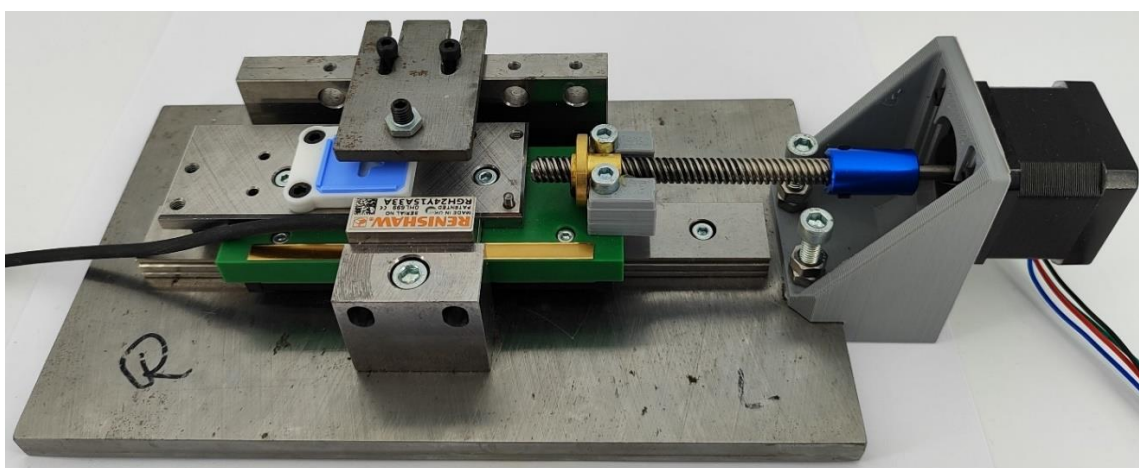


Abb. 16: Fertiger Prüfstand

## 6.5. Messungen des Centric Guides

Es kann nun mit den Messungen des Sensors begonnen werden. Die Daten werden über das USB-Kabel auf einem Computer geloggt und anschließend mit einer Python Routine (Anhang 2) ausgewertet. Die Messungen des Centric Guide (Abb. 18) und die Messungen des Messtisches (Abb. 19) werden in Graphen visualisiert und gegenübergestellt.

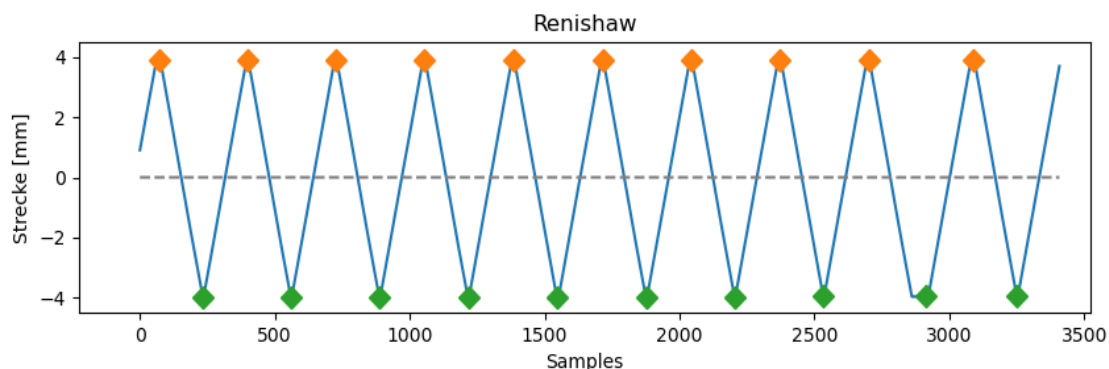


Abb. 18: Messreihe Messtisch

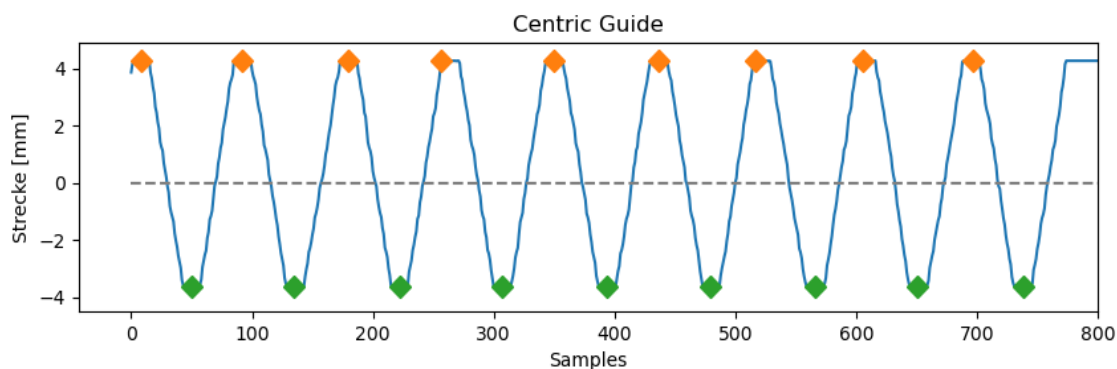


Abb. 19: Messreihe Centric Guide 3D

Die orangenen Rauten stellen die lokalen Maxima und die grünen Rauten die lokalen Minima dar. Die ermittelten Differenzen der gemessenen Strecken zwischen dem Centric Guide und dem Messtisch werden für die X-Achse (Abb. 20), die Y-Achse (Abb. 21) und die Z-Achse (Abb. 22) visualisiert. Die mittlere quadratische Abweichung für die zugehörige Messreihe ist ebenfalls mit aufgezeigt.

Die genauen Messwerte sind in den Tabellen 3-5 aufgeführt. Der Mittelwert und die mittlere quadratische Abweichung beziehen sich dabei auf die 10 Messwiederholungen pro Messung. Insgesamt wurden also 15 Messreihen mit 10 Messwiederholungen durchgeführt und die Differenz zwischen Messtisch und Centric Guide 3D berechnet.

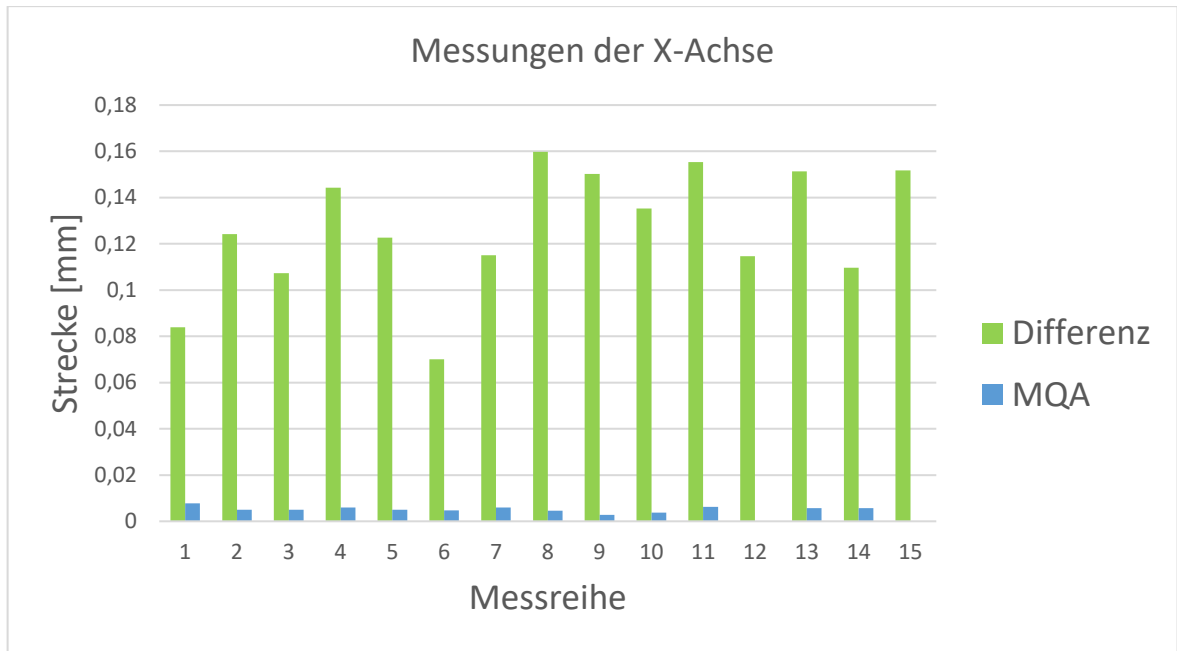


Abb. 20: Messungen der X-Achse

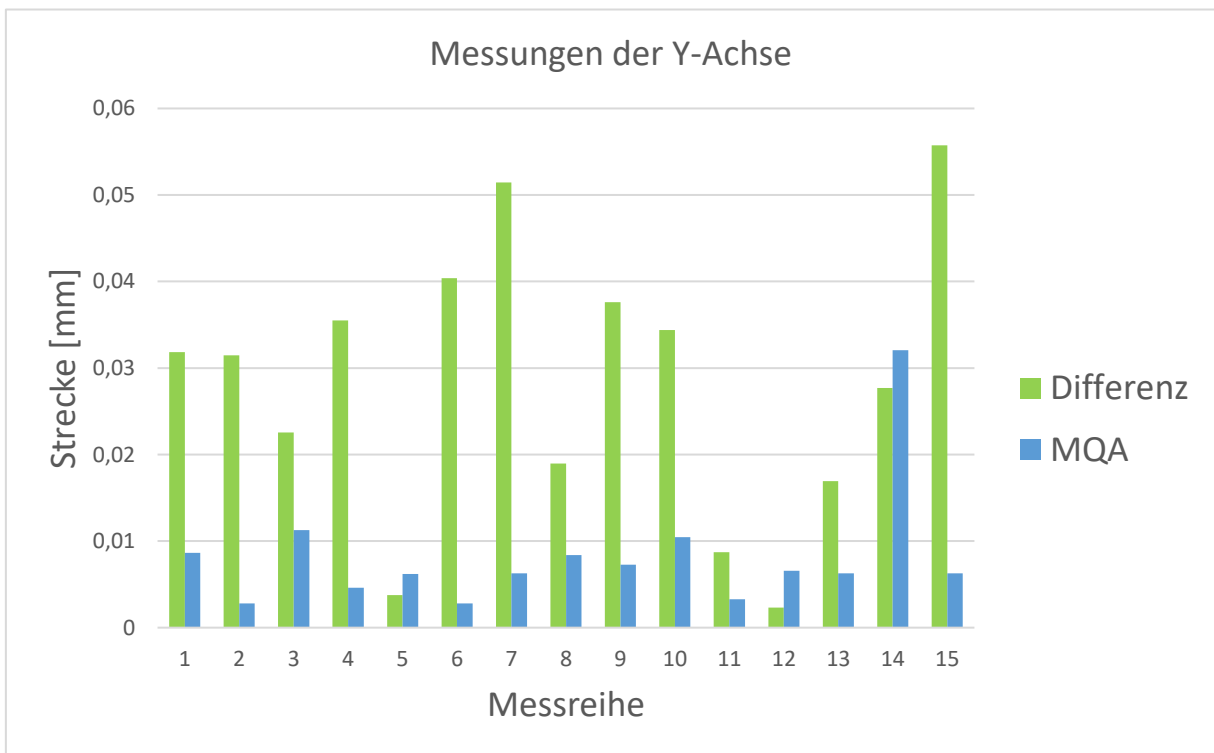


Abb. 21: Messungen der Y-Achse

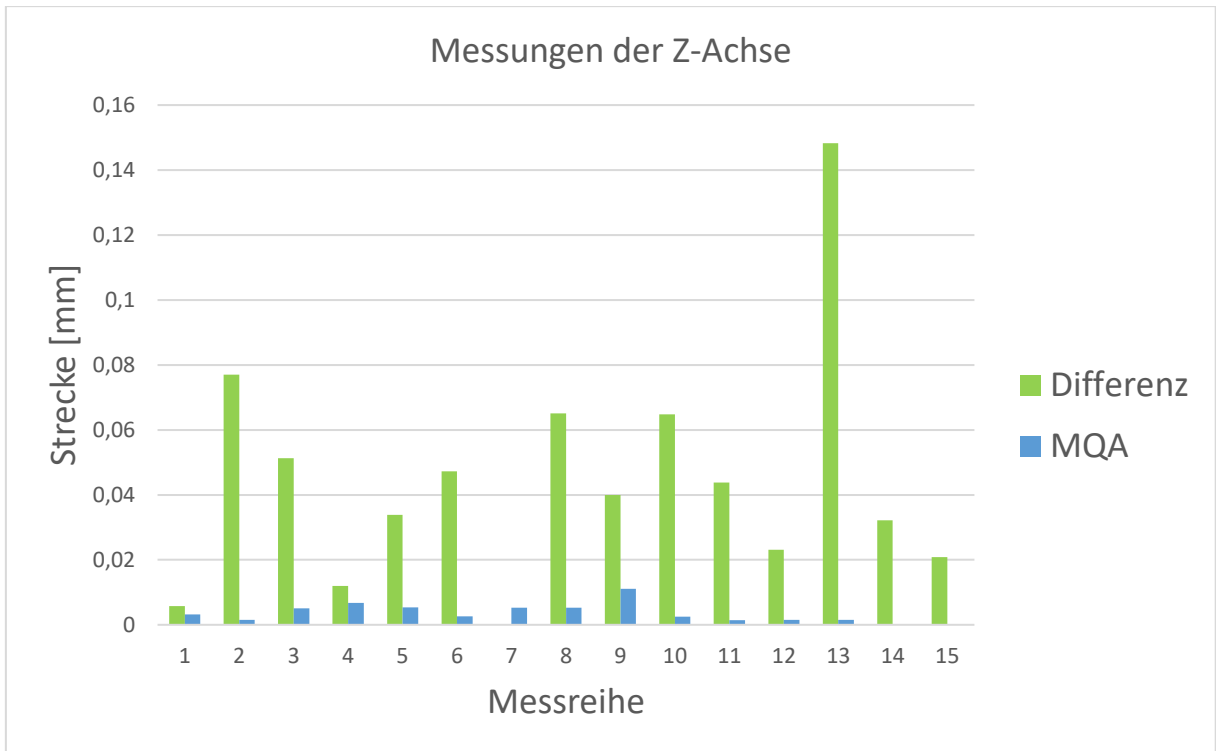


Abb. 22: Messungen der Z-Achse

Tabelle 3: Messwerte für die X-Achse

	Centric Guide 3D		Messtisch		Differenz [mm]
	MW [mm]	MQA [mm]	MW [mm]	MQA [mm]	
Messergebnisse der X-Achse	9,7936	0,007791	9,8776	0,004193	0,0839
	9,7448	0,005051	9,8691	0,002917	0,1242
	9,7748	0,005051	9,8821	0,003788	0,1072
	9,7392	0,006006	9,8835	0,002306	0,1442
	9,7261	0,005051	9,8487	0,003715	0,1226
	9,8161	0,00469	9,8861	0,001885	0,0700
	9,7617	0,006006	9,8768	0,006272	0,1150
	9,7308	0,004595	9,8906	0,001774	0,1598
	9,7167	0,002814	9,8669	0,002933	0,1502
	9,7439	0,003752	9,8792	0,003818	0,1352
	9,7214	0,006221	9,8768	0,005029	0,1554
	9,7833	0	9,8979	0,003281	0,1145
	9,7345	0,005628	9,8858	0,002863	0,1513
	9,7664	0,005628	9,8760	0,004317	0,1096
	9,7270	0,001776	9,8788	0,002462	0,1518
<b>MW</b>	<b><u>9,7520</u></b>	<b><u>0,001762</u></b>	<b><u>9,8784</u></b>	<b><u>0,003437</u></b>	<b><u>0,1263</u></b>

Tabelle 4: Messwerte für die Y-Achse

	Centric Guide 3D		Messtisch		Differenz [mm]
	MW [mm]	MQA [mm]	MW [mm]	MQA [mm]	
Messergebnisse der Y-Achse	7,8557	0,008647	7,8876	0,002190	0,0318
	7,8501	0,002814	7,8815	0,001097	0,0314
	7,8566	0,011256	7,8792	0,000764	0,0225
	7,8191	0,004595	7,7836	0,113366	0,0355
	7,8454	0,006221	7,8416	0,099105	0,0037
	7,7750	0,002814	7,8154	0,201074	0,0403
	7,7807	0,006292	7,8321	0,120849	0,0514
	7,8041	0,008389	7,7852	0,056364	0,0189
	7,7947	0,007265	7,8324	0,091236	0,0376
	7,7722	0,010445	7,8066	0,142868	0,0343
	7,7131	0,032776	7,7219	0,062993	0,0087
	7,7094	0,006566	7,7117	0,163922	0,0023
	7,7431	0,006292	7,7601	0,119892	0,0169
	7,7863	0,032070	7,8140	0,033781	0,0276
	7,7807	0,006292	7,7249	0,152740	0,0557
	<b>MW</b>	<b><u>7,7924</u></b>	<b><u>0,010182</u></b>	<b><u>7,8052</u></b>	<b><u>0,090816</u></b>

Tabelle 5: Messwerte für die Z-Achse

	Centric Guide 3D		Messtisch		Differenz [mm]
	MW [mm]	MQA [mm]	MW [mm]	MQA [mm]	
Messergebnisse der Z-Achse	1,9979	0	2,0036	0,003185	0,0057
	2,2043	0	2,1273	0,001517	0,0769
	2,0823	0	2,1336	0,00505	0,0513
	2,2019	0,006204	2,19	0,006759	0,0119
	1,9721	0,004062	1,9383	0,005342	0,0338
	1,8994	0,00469	1,8522	0,0026	0,0472
	1,9111	0,004062	2,1612	0,005247	0,0250
	2,1398	0,003102	2,0747	0,00531	0,0650
	2,0131	0,004541	2,0531	0,011058	0,0399
	2,0870	0,00469	2,1518	0,002537	0,0648
	1,8760	0	1,9198	0,001428	0,0438
	2,0269	0,005312	2,0038	0,001539	0,0231
	2,3637	0	2,2154	0,001534	0,1482
	2,2835	0,006425	2,3157	0,758241	0,0322
	2,5336	0,002948	2,3248	0,703005	0,2088
	<b>Mean</b>	<b><u>2,1062</u></b>	<b><u>0,002347</u></b>	<b><u>0,1337</u></b>	<b><u>0,247194</u></b>

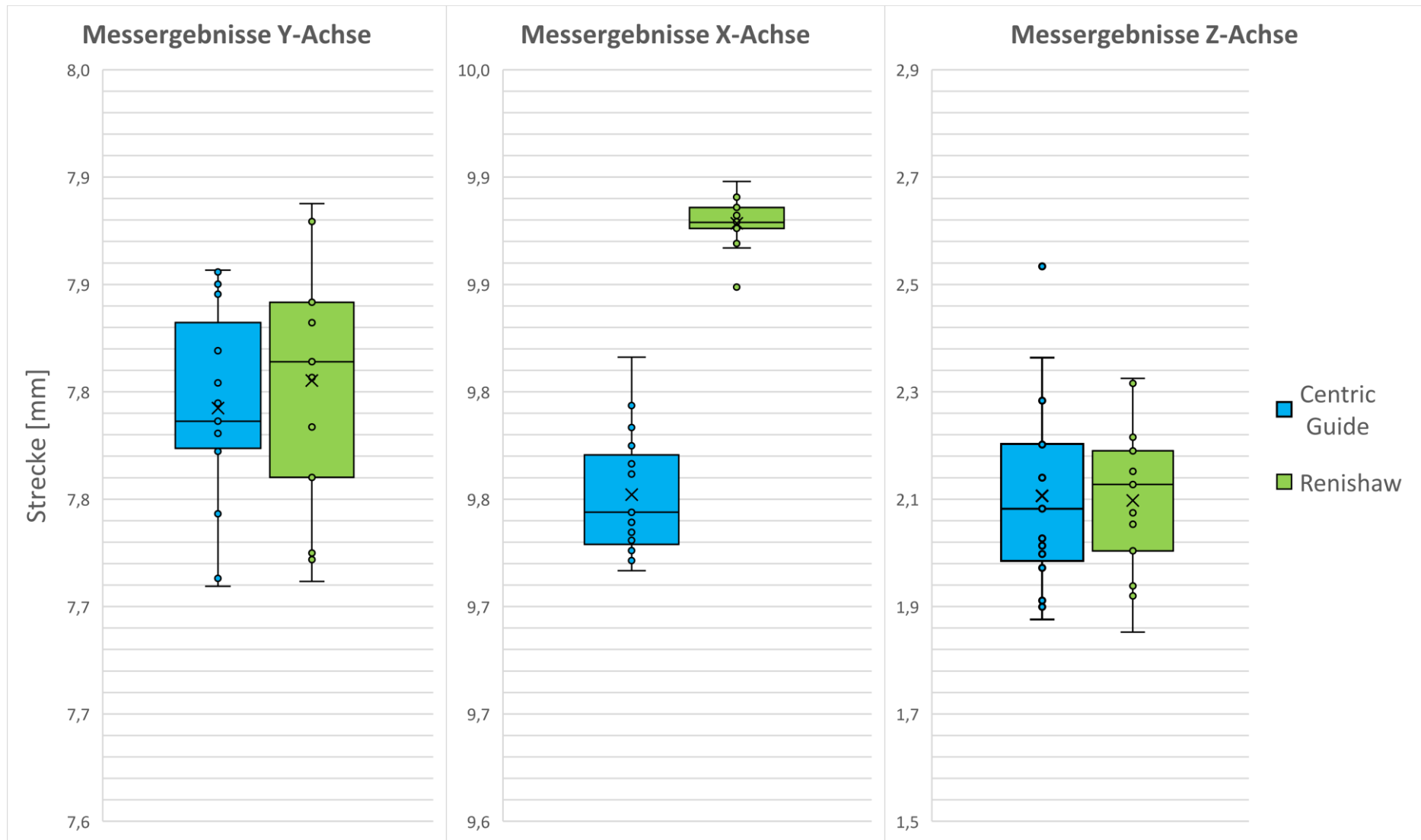


Abb. 23: Messergebnisse aller 3 Achsen

Für eine bessere Übersicht, wurden für die Messergebnisse der Tabellen 3-5 Boxplot Diagramme erstellt (Abb. 23).

Um die Genauigkeit sensorübergreifend zu überprüfen, werden in den Tabellen 6-8 die Messergebnisse von drei weiteren Sensoren dargestellt.

Tabelle 3: Messung der Z-Achse von 3 weiteren Sensoren (Z-Achse)

Z-Achse	Centric Guide 3D		Messtisch		
	MW [mm]	MQA [mm]	MW [mm]	MQA [mm]	Differenz [mm]
<b>Sensor 0094</b>	1,3976	0,0000	1,3977	0,0004	0,0001
	1,3882	0,0000	1,4033	0,0006	0,0150
	1,3882	0,2220	1,3969	0,0019	0,0086
	1,3695	0,0000	1,4005	0,0013	0,0310
	1,3762	0,0042	1,4003	0,0005	0,0241
<b>Mittelwert:</b>	<b>1,3840</b>	<b>0,0453</b>	<b>1,3997</b>	<b>0,0010</b>	<b>0,0158</b>
<b>Sensor 0085</b>	1,6759	0,0044	1,3943	0,0051	0,2816
	1,3695	0,0000	1,3785	0,0064	0,0090
	1,3789	0,0000	1,3938	0,0028	0,0149
	1,3507	0,0000	1,3892	0,0027	0,0385
	1,3226	0,0000	1,3875	0,0026	0,0650
<b>Mittelwert:</b>	<b>1,4195</b>	<b>0,0009</b>	<b>1,3887</b>	<b>0,0039</b>	<b>0,0818</b>
<b>Sensor 0051</b>	1,3076	0,0152	1,3950	0,0013	0,0874
	1,3038	0,0054	1,3949	0,0005	0,0911
	1,3695	0,0000	1,3877	0,0031	0,0182
	1,2944	0,0000	1,3947	0,0011	0,1002
	1,3655	0,0046	1,3899	0,0049	0,0245
<b>Mittelwert:</b>	<b>1,3282</b>	<b>0,0051</b>	<b>1,3924</b>	<b>0,0022</b>	<b>0,0643</b>
Mittelwert der Differenz aller 3 Sensoren:					<b><u>0,0540</u></b>

Tabelle 4: Messung der Z-Achse von 3 weiteren Sensoren (X-Achse)

X-Achse	Centric Guide 3D		Messtisch		Differenz [mm]
	Mean [mm]	MQA [mm]	MQA [mm]	MQA [mm]	
Sensor 0094	9,7252	0,0070	9,8631	0,0052	0,1379
	9,7139	0,0242	9,8289	0,0171	0,1150
	9,7636	0,0283	9,8786	0,0044	0,1150
	9,7017	0,0103	9,8490	0,0056	0,1472
	9,6820	0,0070	9,8698	0,0063	0,1877
<b>Mittelwert:</b>	<b>9,7173</b>	<b>0,0154</b>	<b>9,8579</b>	<b>0,0077</b>	<b>0,1406</b>
Sensor 0085	9,7156	0,0074	9,8214	0,0024	0,1058
	9,7000	0,0029	9,8171	0,0018	0,1171
	9,6906	0,0053	9,8171	0,0018	0,1265
	9,6906	0,0053	9,8295	0,0031	0,1390
	9,8188	0,0039	9,8750	0,0014	0,0562
<b>Mittelwert:</b>	<b>9,7231</b>	<b>0,0050</b>	<b>9,8320</b>	<b>0,0021</b>	<b>0,1089</b>
Sensor 0051	9,8549	0,0045	9,8964	0,0054	0,0416
	9,6473	0,0047	9,8521	0,0066	0,2048
	9,8846	0,0038	9,9045	0,0077	0,0199
	9,7036	0,0076	9,8975	0,0025	0,1939
	9,6783	0,0056	9,8939	0,0060	0,2157
<b>Mittelwert:</b>	<b>9,7537</b>	<b>0,0052</b>	<b>9,8889</b>	<b>0,0056</b>	<b>0,1352</b>
Mittelwert der Differenz aller 3 Sensoren:					<b><u>0,1282</u></b>



Tabelle 5: Messung der Z-Achse von 3 weiteren Sensoren (Y-Achse)

Y-Achse	Centric Guide 3D		Messtisch		Differenz [mm]
	Mean [mm]	Mse [mm]	Mean [mm]	Mse [mm]	
Sensor 0094	7,8875	0,0029	7,8678	0,0023	0,0197
	7,8698	0,0000	7,8641	0,0018	0,0057
	7,9407	0,0047	7,8646	0,0017	0,0761
	7,7969	0,0039	7,8608	0,0014	0,0639
	7,8521	0,0053	7,8585	0,0022	0,0064
<b>Mittelwert:</b>	<b>7,8694</b>	<b>0,0034</b>	<b>7,8632</b>	<b>0,0019</b>	<b>0,0344</b>
Sensor 0085	7,5265	0,0056	7,5907	0,0204	0,0642
	7,7816	0,0046	7,8380	0,0007	0,0563
	7,8070	0,0060	7,8433	0,0017	0,0363
	7,7844	0,0029	7,8333	0,0036	0,0489
	7,8013	0,0043	7,8451	0,0025	0,0438
<b>Mittelwert:</b>	<b>7,7402</b>	<b>0,0047</b>	<b>7,7901</b>	<b>0,0058</b>	<b>0,0499</b>
Sensor 0051	7,8229	0,8882	7,8826	0,0011	0,0597
	7,8135	0,0000	7,8818	0,0018	0,0683
	7,8104	0,0044	7,8820	0,0028	0,0716
	7,8042	0,0000	7,8763	0,0027	0,0721
	7,8146	0,0029	7,8739	0,0016	0,0593
<b>Mittelwert:</b>	<b>7,8131</b>	<b>0,1791</b>	<b>7,8793</b>	<b>0,0020</b>	<b>0,0662</b>
Mittelwert der Differenz aller 3 Sensoren:					<b><u>0,0502</u></b>

## 6.6. Pilotstudie

Die Messungen für die Pilotstudie wurden 3-mal im Stehen (Abbildung 24, links) und drei Mal im sitzen/liegen (Abbildung 24, rechts) durchgeführt.

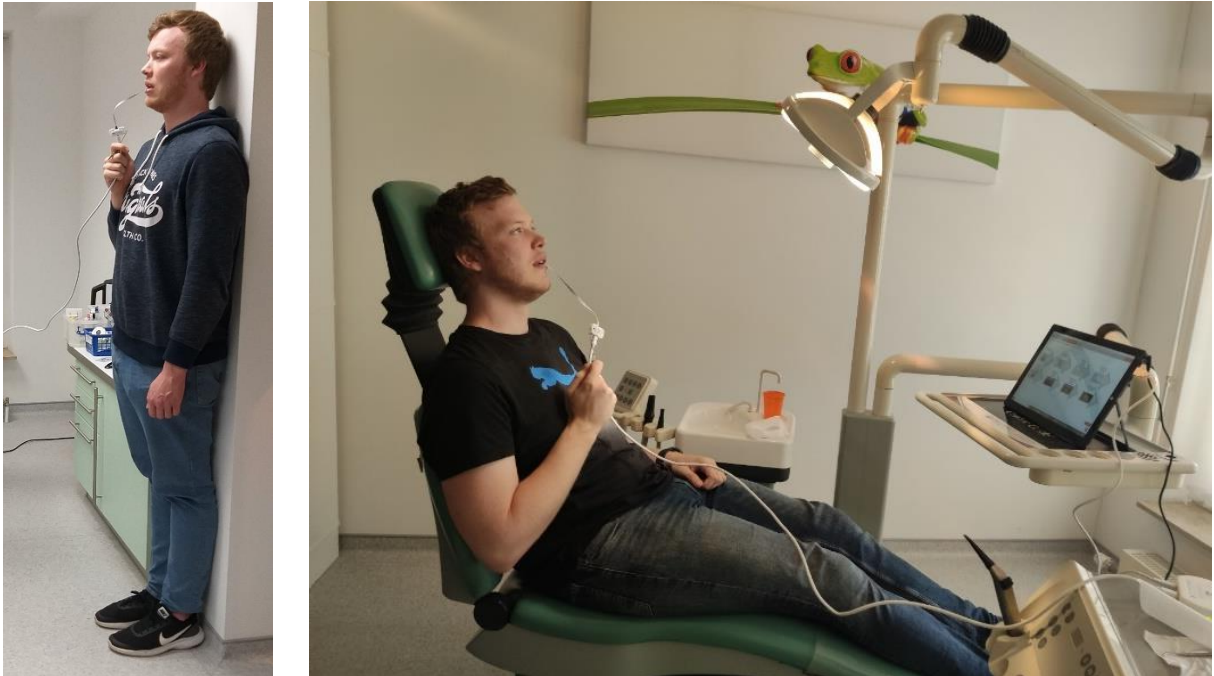


Abb. 24: Körperhaltungen für Pilotstudie

Die Messergebnisse der Messreihe im sitzen/liegen sind in Tabelle 9 festgehalten und die Ergebnisse der Messreihe im aufrechten Stand in Tabelle 10. Der Sollwert beschreibt die maximal erreichbare Verschiebung der Kondylen in Z-Richtung.

Tabelle 6 Messung sitzend/liegend

Messung	1		2		3		Mittelwert	
	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links
Gelenkbahn [°]	33,8	38,4	33,6	35,2	36,5	38,8	34,6	37,4
Benettwinkel [°]	10,4	5,8	11,6	4,9	8,5	3,7	10,1	4,8
Sollwert [mm]	8,4	8,8	8,2	8,7	8,1	8,1	8,2	8,5
Erreichter Wert [mm]	9,0	9,3	8,9	9,1	8,2	8,4	8,7	9,0

Tabelle 7 Messung im aufrechten Stand

Messung	1		2		3		Mittelwert	
	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links
Gelenkbahn [°]	32,6	34,6	35,8	40,9	37,3	38,8	35,2	38,1
Benettwinkel [°]	12,2	6,7	11,7	6,7	11,9	6,1	11,9	6,5
Sollwert [mm]	8,2	9,1	9,2	9,5	9,4	9,5	8,9	9,4
Erreichter Wert [mm]	8,3	8,6	8,7	9,2	9,3	9,5	8,8	9,1

Tabelle 8 enthält die Differenz der Mittelwerte der beiden Messreihen. Die Vollständigen Registrierungsprotokolle sind im Anhang 4 enthalten.

Tabelle 8 Differenz der Messungen für die Pilotstudie

Seite		Differenz	
		Rechts	Links
Gelenkbahn [ °]		0,65	0,65
Benettwinkel [ °]		1,78	1,65
Sollwert [mm]		0,72	0,82
Erreichter Wert [mm]		0,06	0,14

Damit die Messungen nicht durch eine Ermüdung der Kiefermuskulatur beeinträchtigt wird, wurde nach jeder Registrierung eine Pause von 90 Minuten gemacht.

## 7 Diskussion

### Prüfstand

In den visualisierten Daten ist erkennbar, dass die Kurven des Referenzsystems schärfer als die des Centric Guides 3D sind. Das liegt an der höheren Samplerate des Messtisches. Damit die Maxima aufgezeichnet werden, wurde der Messtisch in den maximalen Positionen für eine halbe Sekunde gestoppt. Die Abweichungen von Messtisch zu Centric Guide 3D betragen:

**X-Achse:  $0,126 \pm 0,0342$  mm**

**Y-Achse:  $0,027 \pm 0,0153$  mm**

**Z-Achse:  $0,047 \pm 0,0342$  mm**

Bei den Ergebnissen ist erkennbar, dass sich die Differenz zwischen Messtisch und Centric Guide 3D für die X-Achse verhältnismäßig höher ist, als für die anderen beiden Achsen. Die Sensoren für diese Achse sind die gleichen wie für die Y-Achse und die Z-Achse. Grund für die Abweichung kann das Spiel im Lager des Y-Schlitten sein (Abb. 25).

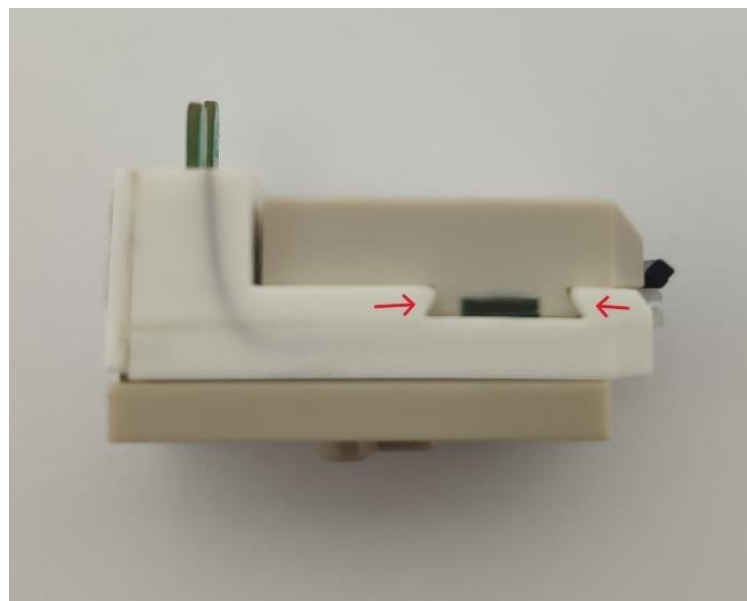


Abb. 25: Spiel im Lager des Y-Schlitten

Dieses Spiel ist produktionsbedingt unvermeidbar und auch funktionsbedingt gewollt. Dieses Lagerspiel wird allerdings bei der Messbewegung als Fehler mitgemessen. Eine einfache Messreihe (15 Messungen) mit einer Messschraube zeigt ein Spiel im Bereich von  $35,4 \mu\text{m} \pm 8,08 \mu\text{m}$ .

Eine Messung mit einer Messschraube eignet sich allerdings nur bedingt für eine Lagerspielmessung, aber gibt einen Indikator in welcher Größenordnung das Lagerspiel liegt. Wesentlich besser ist eine Fühlerlehre geeignet, die aber nicht zur Verfügung steht.

In Tabelle 9 sind die Abweichungen der Messungen mit verschiedenen Verfahren aufgeführt. Zur Vergleichbarkeit sind nur die Abweichungen in den Messungen in der Transversalen Ebene angegeben.

Tabelle 9 Gegenüberstellung der Messverfahren

Messverfahren	Abweichung [mm]
Centric Guide 3D	0,027 bis 0,12
Optoelektronisch	0,11
3D Scanning	0,4 bis 0,69
Magnetisch	0,03
Ultraschall	0,1 bis 0,13
Elektromechanisch	0,57

Die Abweichungen des Centric Guide 3D bewegen sich also im unteren Bereich der Vergleichsmesssysteme. Neben der Abweichung spielt die Messdauer und die Messkosten eine wichtige Rolle bei der Bissnahme. Die Auswertung dieser Parameter im Zusammenhang mit der Messgenauigkeit wäre eine Aufgabe für zukünftige Untersuchungen.

Zu kritisieren ist, dass die durchgeführten Messungen in dieser Arbeit sich nicht direkt auf das Kiefergelenk selbst, sondern nur auf das Messsystem als solches beziehen. Fehlerquellen durch falsche Handhabung am Patienten oder äußere Störeinflüsse werden somit nicht berücksichtigt.

## Pilotstudie

In der Pilotstudie lässt sich kein signifikanter Unterschied in den Messungen zwischen sitzend/liegend und stehend feststellen. Die Abweichungen bewegen sich in einem Bereich von  $0,65^\circ$  bis  $1,78^\circ$  bei den Winkeln und 0,06 mm bis 0,82 mm bei den Strecken.

Die Winkel werden von Hand in einen Artikulator übertragen, der eine Skala besitzt, die in  $5^\circ$  Schritten eingeteilt ist (Abb. 26). Ein Fehler von  $1^\circ$  ist deshalb zu vernachlässigen, da der Nutzer diesen Winkelunterschied gar nicht übertragen könnte. Bei einem digitalen Artikulator wäre eine grad genaue Einstellung möglich, allerdings liegt der Fehler im Bereich der Standardabweichung und ist deshalb eher auf eine Ungenauigkeit der Messung zurückzuführen als auf den Einfluss der Körperhaltung bei der Messung.



Abb. 27: Winkeleinstellung im Artikulator

Die Pilotstudie zeigt nur einen Trend, der durch mehrere Messungen von unterschiedlichen Probanden bestätigt werden muss. Die Messung von einem Probanden mit 3 Messwiederholungen pro Position ist nicht ausreichend. Zudem muss das Studiendesign klarer formuliert werden damit die Körperhaltungen besser reproduziert und äußere Fehler besser vermieden werden können. Um Abweichungen in der Okklusion zu untersuchen wurden während der Messungen Bissabdrücke genommen, die anschließend mit einem Modell einartikuliert wurden (Abb.27).



Abb. 27: Modell im Artikulator

Mit Hilfe von Okklusionsfolie kann der Zahnkontakt farbig dargestellt werden (Abb. 28). Als erstes wurde das Zahnmodell in der Position einartikuliert, die bei der Messung im sitzen/stehten ermittelt wurde. Anschließend wurde mit roter Okklusionsfolie der Zahnkontakt markiert. Im zweiten Schritt wurde das Modell in der Position einartikuliert, die im aufrechten Stand ermittelt wurde. Mit blauer Okklusionsfolie wurde der Zahnkontakt erneut markiert. Zu sehen ist, dass sich der Zahnkontakt nicht wesentlich verändert und die Messung somit keinen nennenswerten Einfluss auf die Okklusion hat. Allerdings lässt sich diese Aussage mit so einer kleinen Messreihe nicht endgültig belegen.



Abb. 28: Zahnkontakt des Modells

## 8 Zusammenfassung

Es wurde ein automatisierter Prüfstand entwickelt mit dem sich ein Sensor für die versuchs-gestützte Untersuchung der Zentrallage auf Validität und Reliabilität prüfen lässt. Die Ergeb-nisse zeigen, dass sowohl der Prüfstand als auch der Centric Guide 3D reproduzierbare Er-gebnisse erzielen. Die Abweichungen liegen dabei für die X-Achse bei  $0,126 \text{ mm} \pm 0,0342 \text{ mm}$ , für die Y-Achse bei  $0,027 \text{ mm} \pm 0,0153 \text{ mm}$  und für die Z-Achse bei  $0,047 \text{ mm} \pm 0,0342 \text{ mm}$ . Im Vergleich zu anderen Sensoren mit der gleichen Messaufgabe bietet der Centric Guide 3D eine hohe Genauigkeit und kann im Zuge dieser Arbeit als validierter Sensor bezeichnet wer-den.

In der Pilotstudie konnte kein Trend erkannt werden, der auf einen signifikanten Messunter-schied zwischen einer Messung im sitzen/liegen und einer Messung im Aufrechten Stand schließen lässt. Die Untersuchung der Okklusion bei den Modellen nach den jeweiligen Mes-sungen, stützt diese Aussage, da auch dort kein Hinweis auf einen nennenswerten Unter-schied besteht. Eine abschließende Aussage über den Zusammenhang zwischen den Körper-haltungen während der Messung lässt sich aber auf Grund der wenigen Probanden und Größe der Messreihe nicht treffen.



## 9 Verzeichnisse

### 9.1. Literaturverzeichnis

1. Biomechanics of the Temporomandibular Joint [online]. Journal of Dental Research. Verfügbar unter: doi:10.1177/1544405910808701101
2. Relationship between Kinematic Center and TMJ Anatomy and Function [online]. Journal of Dental Research. Verfügbar unter: doi:10.1177/1544405910808700810
3. Accuracy of an ultrasonic measurement system for jaw movement recording, 2001.
4. Ahlers, M.O., T. Petersen, L. Katzer, H.A. Jakstat, J.C. Roehl und J.C. Türp. Condylar motion analysis [online]. A controlled, blinded clinical study on the interindividual reproducibility of standardized evaluation of computer-recorded condylar movements. Scientific Reports, 2023, 13(1), 442. ISSN 2045-2322. Verfügbar unter: doi:10.1038/s41598-023-37139-4
5. Alomar, X., J. Medrano, J. Cabratosa, J.A. Clavero, M. Lorente, I. Serra, J.M. Monill und A. Salvador. Anatomy of the temporomandibular joint [online]. Seminars in ultrasound, CT, and MR, 2007, 28(3), 170-183. ISSN 0887-2171. Verfügbar unter: doi:10.1053/j.sult.2007.02.002
6. Baltali, E., K.D. Zhao, M.F. Koff, E. Durmuş, K.-N. An und E.E. Keller. A Method for Quantifying Condylar Motion in Patients With Osteoarthritis Using an Electromagnetic Tracking Device and Computed Tomography Imaging [online]. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2008, 66(5), 848-857. ISSN 0278-2391. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.joms.2008.01.021
7. Chen, C.-C., Y.-J. Chen, S.-C. Chen, H.-S. Lin und T.-W. Lu. Evaluation of soft-tissue artifacts when using anatomical and technical markers to measure mandibular motion [online]. Journal of Dental Sciences, 2011, 6(2), 95-101. ISSN 1991-7902. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jds.2011.03.010
8. Christian Wagner. 3D-Sensor - Dreidimensionale Erfassung der Unterkieferbewegungen [online] [Zugriff am: 31. Juli 2023]. Verfügbar unter: <https://www.theratecc.de/produkte/centric-guide-3d/>
9. Fushima, K., L.M. Gallo, M. Krebs und S. Palla. Analysis of the TMJ intraarticular space variation [online]. A non-invasive insight during mastication. Medical Engineering & Physics, 2003, 25(3), 181-190. ISSN 1350-4533. Verfügbar unter: doi:10.1016/s1350-4533(02)00184-4
10. Gallo, L.M. Analyse der Biomechanik des Kiefergelenks [online]. Der MKG-Chirurg, 2016, 9(3), 155-166. ISSN 1865-9659. Verfügbar unter: doi:10.1007/s12285-016-0066-1

11. Goswami, T. Human Musculoskeletal Biomechanics: BoD – Books on Demand, 2012. ISBN 9789533076386.
12. Hopp, D.M. Inkrementale und absolute Kodierung von Positionssignalen diffraktiver optischer Drehgeber. Zugl.: Stuttgart, Univ., Diss., 2012. Stuttgart: Inst. für Technische Optik, 2012. Berichte aus dem Institut für Technische Optik. 71. ISBN 978-3-923560-70-7.
13. Hughes, C. Kinesiology [online]. The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2004, 557. ISSN 0195-9131. Verfügbar unter: doi:10.1097/00005768-200403000-00028
14. J. Gordon Betts, Kelly A. Young, James A. Wise, Eddie Johnson, Brandon Poe, Dean H. Kruse, Oksana Korol, Jody E. Johnson, Mark Womble, Peter DeSaix. Anatomy and Physiology [online], 25. April 2013 [Zugriff am: 25. Juli 2023]. Verfügbar unter: <https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology/pages/9-6-anatomy-of-selected-synovial-joints>
15. Joo Hyun Kwon, Sungbin Im, Minho Chang, Jong-Eun Kim und June-Sung Shim. A digital approach to dynamic jaw tracking using a target tracking system and a structured-light three-dimensional scanner [online]. *Journal of Prosthodontic Research*, 2019, 63(1), 115-119. ISSN 1883-9207. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jpor.2018.05.001
16. Manske, R.C. und D.J. Magee. Orthopedic Physical Assessment - E-Book: Elsevier Health Sciences, 2020. ISBN 9780323550697.
17. Oatis, C.A. Kinesiology The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement: Wolters Kluwer, 2009. ISBN 9780781774222.
18. POSIC SA. inductive-encoder-technology [online] [Zugriff am: 31. Juli 2023]. Verfügbar unter: <https://www.posic.com/EN/inductive-encoder-technology.html>
19. Sadat-Khonsari, R., C. Fenske, B. Kahl-Nieke, I. Kirsch und H.D. Jüde. The Helical Axis of the Mandible during the Opening and Closing Movement of the Mouth [online]. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 2003, 64(3), 178-185. ISSN 1615-6714. Verfügbar unter: doi:10.1007/s00056-003-0203-0
20. Weber, T. Zahnmedizin. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2016. ISBN 9783132401105.
21. Woodford, S.C., D.L. Robinson, A. Mehl, P.V.S. Lee und D.C. Ackland. Measurement of normal and pathological mandibular and temporomandibular joint kinematics [online]. A systematic review. *Journal of biomechanics*, 2020, 111, 109994. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jbiomech.2020.109994
22. Yoshito Otake, Naoki Suzuki, Asaki Hattori, Yuko Shigeta, Takumi Ogawa, Shunji Fukushima, Kaoru Kobayashi und Akihiko Uchiyama. Real-time mandibular movement analysis system using four-dimensional cranial bone model [online]. *Systems and Computers in Japan*, 2006, 37(8), 1-12. Verfügbar unter: doi:10.1002/scj.20582

## 9.2. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Aufbau der Mandibula.....	2
Abb. 2: Aufbau des Kiefergelenks [14].....	3
Abb. 3: Scharnierbewegung der Mandibular .....	4
Abb. 4: Retrusions- und Protrusionsbewegung der Mandibular.....	5
Abb. 5: Lateralbewegung der Mandibular.....	6
Abb. 6: Artikulator der Firma Amanngirrbach .....	7
Abb. 7: Bezugsebenen.....	8
Abb. 8: Centric Guide 3D .....	9
Abb. 9: Spannungsänderung am Differenzspulpaar [18].....	10
Abb. 10: – Signalerzeugung eines induktiven Sensors [18].....	11
Abb. 11: Messachsen des Centric Guide 3D [8].....	12
Abb. 12: Prototyp für die Motorsteuerung.....	25
Abb. 13: Aufnahmen für den Centric Guide 3D .....	25
Abb.14: Halterung für den Y-Schlitten.....	26
Abb. 15: Fertiger Leiterplattenentwurf .....	26
Abb. 17: Ausgangssignal Renishaw Sensor.....	27
Abb. 16: Fertiger Prüfstand .....	27
Abb. 18: Messreihe Messtisch .....	28
Abb. 19: Messreihe Centric Guide 3D.....	28
Abb. 21: Messungen der Y-Achse.....	29
Abb. 22: Messungen der Z-Achse.....	30
Abb. 23: Messergebnisse aller 3 Achsen .....	31
Abb. 24: Körperhaltungen für Pilotstudie.....	36
Abb. 25: Spiel im Lager des Y-Schlitten.....	38
Abb. 27: Winkeleinstellung im Artikulator .....	40
Abb. 27: Modell im Artikulator .....	41
Abb. 28: Zahnkontakt des Modells.....	41

### 9.3. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Anforderungen an den Sensor.....	19
Tabelle 2: Gegenüberstellung der beiden Sensoren .....	22
Tabelle 3: Messung der Z-Achse von 3 weiteren Sensoren (Z-Achse).....	33
Tabelle 4: Messung der Z-Achse von 3 weiteren Sensoren (X-Achse).....	34
Tabelle 5: Messung der Z-Achse von 3 weiteren Sensoren (Y-Achse).....	35
Tabelle 6 Messung sitzend/liegend.....	36
Tabelle 7 Messung im aufrechten Stand.....	36
Tabelle 8 Differenz der Messungen für die Pilotstudie .....	37
Tabelle 9 Gegenüberstellung der Messverfahren.....	39

---

## 10 Anlagenverzeichnis

Anlage 1: Code zur Datenauswertung (Python) .....	1
Anlage 2: Code für den Microcontroller (C++) .....	4
Anlage 3: PCB-Layout .....	10
Anlage 4: Centric Guide 3D Registrierungsprotokolle .....	11
Anlage 5: Schaltplan .....	14

## Anlage 1: Code zur Datenauswertung (Python)

```
1 # -*- coding: utf-8 -*-
2 """
3 Created on Fri Jun 16 10:14:24 2023
4
5 @author: Christoph
6 """
7
8 import pandas as pd
9 import glob
10 import numpy as np
11 from scipy.signal import find_peaks
12
13
14
15
16 path = "C:/Users/Christoph/Desktop/0085/X/"
17 all_Files = glob.glob(path + "*.CSV")
18 mean = {}
19 mse = {}
20
21
22
23 path2 = "C:/Users/Christoph/Desktop/0085/X/"
24 all_Files2 = glob.glob(path2 + "*.TXT")
25 mean2 = {}
26 mse2 = {}
27 diff = {}
28 ymm = {}
29
30
31
32
33 for count, value in enumerate(all_Files):
34     dataframe = pd.read_csv( all_Files[count], sep=';', engine='py-
35 thon', skiprows = [i for i in range(1, 50) ]
36     )
37
38
39     x = np.squeeze(dataframe['X in mm'])
40     y = np.squeeze(dataframe['Y in mm'])
41     z1 = np.squeeze(dataframe['Z1 in mm'])
42     z2 = np.squeeze(dataframe['Z2 in mm'])
43
44
45     Distance = x
46
```

```
47     Distance = Distance.apply(lambda x: float(x.replace(',', '.')))
48
49
50     peaks, _ = find_peaks(Distance, distance=35)
51
52     peaks2, _ = find_peaks(-Distance, distance=35)
53
54     val = Distance[peaks].to_numpy()
55
56     val2 = Distance[peaks2].to_numpy()
57
58     val = np.resize(val, (len(val2), 1))
59     val2 = np.resize(val2, (len(val), 1))
60     ym = (abs(val)+abs(val2))
61
62     prompt = all_Files[count]
63
64     mean[prompt[41:44]] = np.mean(ym)
65     mse[prompt[41:44]] = np.std(ym)
66     ymm[prompt[41:44]] = ym
67
68     for count, value in enumerate(all_Files2):
69         dataframe = pd.read_csv( all_Files2[count], sep=';', engine='py-
70 thon', skiprows = [i for i in range(1, 50) ]
71             )
72
73         Distance = np.squeeze(dataframe)
74
75         border = np.mean(Distance)
76
77         peaks, _ = find_peaks(Distance, distance=300)
78
79         peaks2, _ = find_peaks(-Distance, distance=300)
80
81         val = Distance[peaks].to_numpy()
82
83         val2 = Distance[peaks2].to_numpy()
84
85         val = np.resize(val, (len(val2), 1))
86
87         val2 = np.resize(val2, (len(val), 1))
88
89         ym = (abs(val)+abs(val2))
90
91         prompt2 = all_Files2[count]
92
93         mean2[prompt2[41:44]] = np.mean(ym) * 0.2/1000
94         mse2[prompt2[41:44]] = np.std(ym) * 0.2/1000
95
```

---

```
96     diff[prompt2[41:44]] = mean2[prompt2[41:44]] - mean[prompt2[41:44]]
97
98 resultList = list(diff.values())
99 res = [abs(ele) for ele in resultList]
100
101
102 ymreslist = list(ymm.values())
103 ymres = [abs(ele) for ele in ymreslist]
104
    meanTotal = np.mean(res)
    meanmse = np.median(res)
```



---

**Anlage 2: Code für den Microcontroller (C++)**

```
1 #include <WiFi.h>
2 #define LED1 38
3 #define LED2 39
4 #define LED3 40
5 #define LED4 41
6 #include "soc/timer_group_struct.h"
7 #include "soc/timer_group_reg.h"
8
9 //22 ist B ist GPIO 14
10 //23 ist A ist GPIO 21
11 //24 ist Z+ ist GPIO 47
12 //25 ist Z- ist GPIO 48
13 #define A 21 // Grün
14 #define B 14 // Gelb
15 #define Zplus 47 // blau
16 #define Zminus 48
17
18 #define dirPin 3
19 #define stepPin 46
20 #define MS1 11
21 #define MS2 10
22 #define MS3 9
23 #define StepEn 12
24 #define stepsPerRevolution1 800
25
26 #define pushButton_pin1 1
27 #define pushButton_pin2 2
28
29 TaskHandle_t Core0TaskHnd ;
30
31 bool start = 0;
32 bool StartFlag = 0;
33 int modus = 0;
34 int modeCounter = 0;
35 unsigned long startMillis;
36 unsigned long currentMillis;
37 const unsigned long period = 100;
38 int aState;
39 int aLastState;
40 int counter = 0;
41
42 unsigned long previousMicros = 0;
43 int interval = 10000;
44 //-----
45 void MessungX() {
46     digitalWrite(StepEn, HIGH);
47     for (int i = 0; i < 1; i++) {
```

```
48     digitalWrite(dirPin, HIGH);
49     for (int i = 0; i < 1600; i++) {
50         // These four lines result in 1 step:
51         digitalWrite(stepPin, HIGH);
52         delayMicroseconds(500);
53         digitalWrite(stepPin, LOW);
54         delayMicroseconds(500);
55     }
56     delay(500);
57     digitalWrite(dirPin, LOW); // Set the spinning direction clockwise:
58     for (int i = 0; i < 2000; i++) {
59         // These four lines result in 1 step:
60         digitalWrite(stepPin, HIGH);
61         delayMicroseconds(500);
62         digitalWrite(stepPin, LOW);
63         delayMicroseconds(500);
64     }
65     delay(500);
66 }
67
68 delay(2000);
69
70 for (int i = 0; i < 9; i++) {
71     digitalWrite(dirPin, HIGH);
72     for (int i = 0; i < 2000; i++) {
73         digitalWrite(stepPin, HIGH);
74         delayMicroseconds(500);
75         digitalWrite(stepPin, LOW);
76         delayMicroseconds(500);
77     }
78     delay(1000);
79     digitalWrite(dirPin, LOW);
80     for (int i = 0; i < 2000; i++) {
81         // These four lines result in 1 step:
82         digitalWrite(stepPin, HIGH);
83         delayMicroseconds(500);
84         digitalWrite(stepPin, LOW);
85         delayMicroseconds(500);
86     }
87     delay(1000);
88 }
89 }
90 //-----
91 void MessungY() {
92     delay(1000);
93     digitalWrite(StepEn, HIGH);
94     for (int i = 0; i < 1; i++) {
95         digitalWrite(dirPin, LOW);
96         // Spin the stepper motor 1 revolution slowly:
```

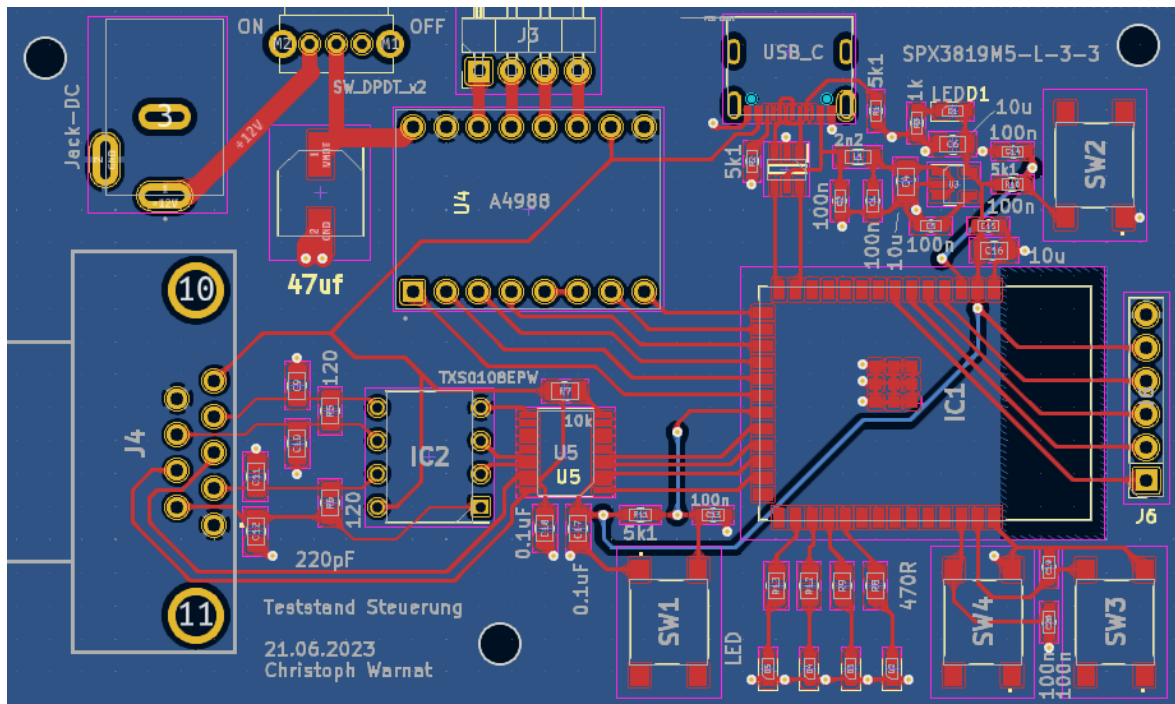
```
97     for (int i = 0; i < 800; i++) {
98         // These four lines result in 1 step:
99         digitalWrite(stepPin, HIGH);
100        delayMicroseconds(500);
101        digitalWrite(stepPin, LOW);
102        delayMicroseconds(500);
103    }
104 }
105
106 delay(750);
107 for (int i = 0; i < 10; i++) {
108     digitalWrite(dirPin, HIGH);
109     // Spin the stepper motor 1 revolution slowly:
110     for (int i = 0; i < 1600; i++) {
111         // These four lines result in 1 step:
112         digitalWrite(stepPin, HIGH);
113         delayMicroseconds(500);
114         digitalWrite(stepPin, LOW);
115         delayMicroseconds(500);
116     }
117     delay(750);
118
119     digitalWrite(dirPin, LOW);
120     // Spin the stepper motor 1 revolution slowly:
121     for (int i = 0; i < 1600; i++) {
122         // These four lines result in 1 step:
123         digitalWrite(stepPin, HIGH);
124         delayMicroseconds(500);
125         digitalWrite(stepPin, LOW);
126         delayMicroseconds(500);
127     }
128     delay(750);
129 }
130 }
131 //-----
132 void MessungZ() {
133     delay(1000);
134     digitalWrite(StepEn, HIGH);
135     for (int i = 0; i < 10; i++) {
136         digitalWrite(dirPin, HIGH);
137         // Spin the stepper motor 1 revolution slowly:
138         for (int i = 0; i < 300; i++) {
139             // These four lines result in 1 step:
140             digitalWrite(stepPin, HIGH);
141             delayMicroseconds(500);
142             digitalWrite(stepPin, LOW);
143             delayMicroseconds(500);
144         }
145         delay(750);
```

```
146 // Set the spinning direction clockwise:
147 digitalWrite(dirPin, LOW);
148
149 // Spin the stepper motor 1 revolution slowly:
150 for (int i = 0; i < 300; i++) {
151     // These four lines result in 1 step:
152     digitalWrite(stepPin, HIGH);
153     delayMicroseconds(500);
154     digitalWrite(stepPin, LOW);
155     delayMicroseconds(500);
156 }
157 delay(750);
158 }
159 }
160 //-----
161 void IRAM_ATTR toggleSTART()
162 {
163     currentMillis = millis();
164     if (currentMillis - startMillis >= period)
165     {
166         StartFlag = !StartFlag;
167     }
168     startMillis = currentMillis;
169 }
170 //-----
171 void IRAM_ATTR toggleMODE()
172 {
173     currentMillis = millis();
174     if (currentMillis - startMillis >= period)
175     {
176         modeCounter ++;
177
178         switch (modeCounter) {
179             case 1:
180                 digitalWrite(LED1, HIGH);
181                 modus = 1;
182                 break;
183             case 2:
184                 digitalWrite(LED2, HIGH);
185                 modus = 2;
186                 break;
187             case 3:
188                 digitalWrite(LED3, HIGH);
189                 modus = 3;
190                 break;
191             case 4:
192                 digitalWrite(LED1, LOW);
193                 digitalWrite(LED2, LOW);
194                 digitalWrite(LED3, LOW);
```

```
195     modus = 0;
196     modeCounter = 0;
197     break;
198 }
199 startMillis = currentMillis;
200 //Serial.print(modeCounter);
201 }
202 }
203 //-----
204 void setup() {
205
206     xTaskCreatePinnedToCore(CoreTask0, "CPU_0", 2000, NULL, 1,
207 &Core0TaskHnd, 0);
208
209     WiFi.setSleep(true);
210     pinMode(A, INPUT);
211     pinMode(B, INPUT);
212     pinMode(Zplus, INPUT);
213     pinMode(Zminus, INPUT);
214
215     pinMode(LED1, OUTPUT);
216     pinMode(LED2, OUTPUT);
217     pinMode(LED3, OUTPUT);
218     pinMode(LED4, OUTPUT);
219     pinMode(pushButton_pin1, INPUT_PULLUP);
220     pinMode(pushButton_pin2, INPUT_PULLUP);
221
222     pinMode(dirPin, OUTPUT);
223     pinMode(stepPin, OUTPUT);
224     pinMode(MS1, OUTPUT);
225     pinMode(MS2, OUTPUT);
226     pinMode(MS3, OUTPUT);
227     //pinMode(StepEn, OUTPUT);
228
229     digitalWrite(stepPin, LOW);
230     digitalWrite(MS1, HIGH);
231     digitalWrite(MS2, HIGH);
232     digitalWrite(MS3, LOW);
233     digitalWrite(StepEn, HIGH);
234
235     attachInterrupt(pushButton_pin1, toggleMODE, RISING);
236     attachInterrupt(pushButton_pin2, toggleSTART, RISING);
237
238     delay(500);
239     Serial.begin(9600);
240     delay(1000);
241     aLastState = digitalRead(26);
242 }
243 //-----
```

```
244 void CoreTask0( void * parameter ) {
245
246   for (;;) {
247     if (StartFlag == 1) {
248
249       digitalWrite(LED4, HIGH);
250       switch (modus) {
251         case 1:
252           MessungX();
253           break;
254         case 2:
255           MessungY();
256           break;
257         case 3:
258           MessungZ();
259           break;
260         default :
261           break;
262       }
263       digitalWrite(LED4, LOW);
264       StartFlag == 0;
265     }
266     vTaskDelay(1);
267   }
268 }
269 }
270 //-----
271 void loop() {
272
273   unsigned long currentMicros = micros();
274
275   aState = digitalRead(A);
276   if (aState != aLastState) {
277     if (digitalRead(B) == aState) {
278       counter ++;
279     } else {
280       counter --;
281     }
282     if (currentMicros - previousMicros >= interval)
283     {
284       previousMicros = currentMicros;
285       Serial.println(counter);
286     }
287   }
288   aLastState = aState;
289 }
```

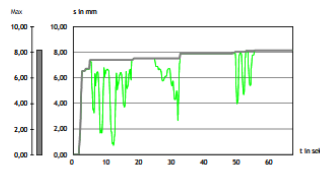
## Anlage 3: PCB-Layout



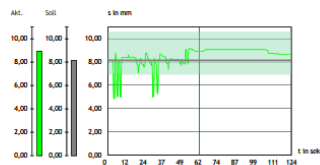
## Anlage 4: Centric Guide 3D Registrierungsprotokolle

Rechtes Kiefergelenk vertikale Ansicht

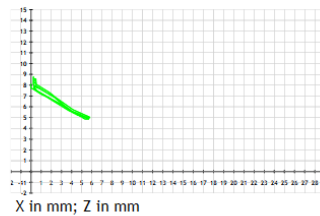
Bewegungsanalyse



Bissregistrierung



Rechtes Kiefergelenk sagittale Ansicht



X in mm; Z in mm

**Zusammenfassung**

Name: Warnat neue Sch.  
Vorname: Christoph  
Geburtsdatum: 26.02.1996  
Tag der Registrierung: 26.07.2023 11:07:21

**Gelenkbahnwinkel im Bezug zur Camper'schen Ebene**  
Rechts: 33,55°  
Links: 35,17°

**Bennettwinkel**  
Rechts: 11,57°  
Links: 4,88°

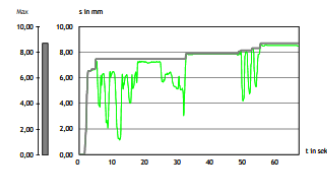
**Sollwert**  
Rechts: 8,15mm  
Links: 8,70mm

**Erreichter Wert**  
Rechts: 8,91mm  
Links: 9,12mm

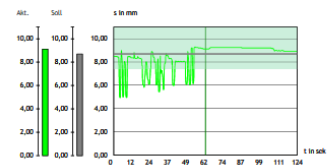
Zentrischer Bereich erfolgreich bestimmt. ✓  
Registrierung in Datenbank hinterlegt. ✓  
Hygieneticket abgebucht. ✓  
Sperrung: 1,0mm

Linkes Kiefergelenk vertikale Ansicht

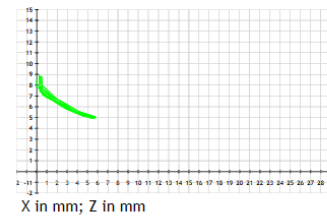
Bewegungsanalyse



Bissregistrierung

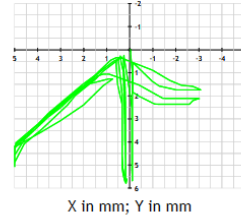


Linkes Kiefergelenk sagittale Ansicht



X in mm; Z in mm

Horizontale UK Bewegung



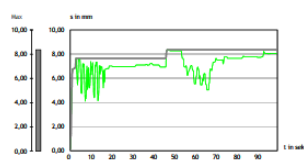
X in mm; Y in mm

## Centric 3D Registrierungsprotokoll

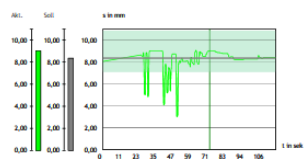
Wagner Zahntechnik, Neefestraße 40, 09119 Chemnitz

Rechtes Kiefergelenk vertikale Ansicht

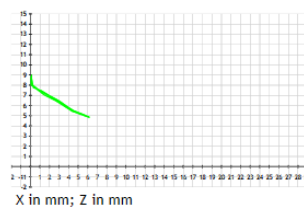
Bewegungsanalyse



Bissregistrierung



Rechtes Kiefergelenk sagittale Ansicht



X in mm; Z in mm

**Zusammenfassung**

Name: Warnat neue Sch.  
Vorname: Christoph  
Geburtsdatum: 26.02.1996  
Tag der Registrierung: 26.07.2023 09:22:05

**Gelenkbahnwinkel im Bezug zur Camper'schen Ebene**  
Rechts: 33,75°  
Links: 38,40°

**Bennettwinkel**  
Rechts: 10,38°  
Links: 5,84°

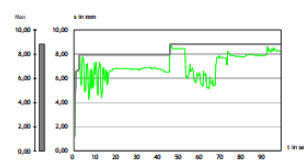
**Sollwert**  
Rechts: 8,36mm  
Links: 8,82mm

**Erreichter Wert**  
Rechts: 9,03mm  
Links: 9,33mm

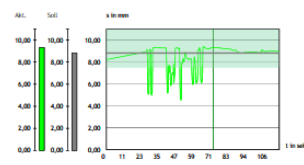
Zentrischer Bereich erfolgreich bestimmt. ✓  
Registrierung in Datenbank hinterlegt. ✓  
Hygieneticket abgebucht. ✓  
Sperrung: 1,0mm

Linkes Kiefergelenk vertikale Ansicht

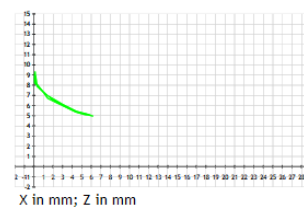
Bewegungsanalyse



Bissregistrierung

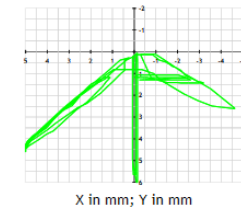


Linkes Kiefergelenk sagittale Ansicht



X in mm; Z in mm

Horizontale UK Bewegung

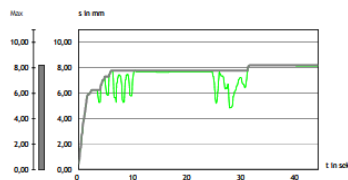


X in mm; Y in mm

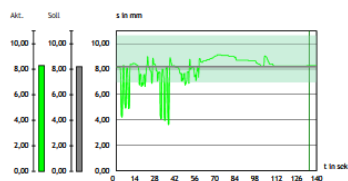


Rechtes Kiefergelenk vertikale Ansicht

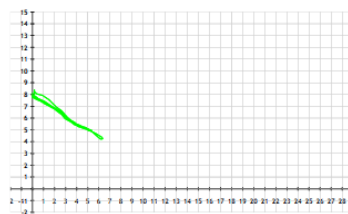
Bewegungsanalyse



Bissregistrierung



Rechtes Kiefergelenk sagittale Ansicht



X in mm; Z in mm

Zusammenfassung

Name: Warnat stehend gemessen  
 Vorname: Christoph  
 Geburtsdatum: 28.07.2023  
 Tag der Registrierung: 27.07.2023 08:50:07

Gelenkbahnwinkel im Bezug zur Camper'schen Ebene

Rechts: 32,57°  
 Links: 34,60°

Bennettwinkel

Rechts: 12,23°  
 Links: 6,65°

Sollwert

Rechts: 8,19mm  
 Links: 9,08mm

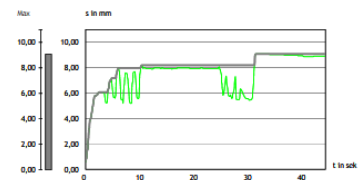
Erreichter Wert

Rechts: 8,27mm  
 Links: 8,57mm

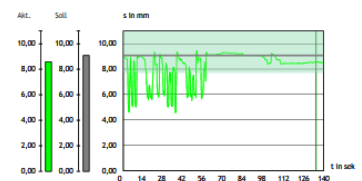
Zentrischer Bereich erfolgreich bestimmt. ✓  
 Registrierung in Datenbank hinterlegt. ✓  
 Hygieneticket abgebucht. ✓  
 Sperrung: 1,0mm

Linkes Kiefergelenk vertikale Ansicht

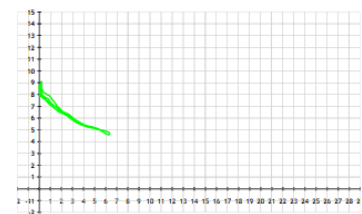
Bewegungsanalyse



Bissregistrierung

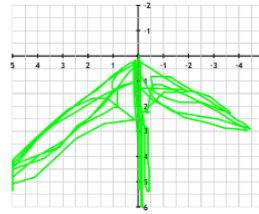


Linkes Kiefergelenk sagittale Ansicht



X in mm; Z in mm

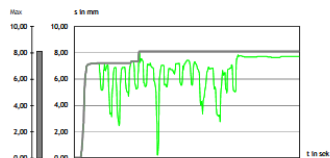
Horizontale UK Bewegung



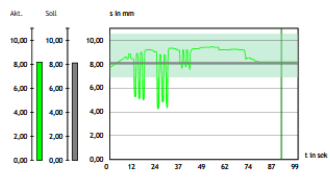
X in mm; Y in mm

Rechtes Kiefergelenk vertikale Ansicht

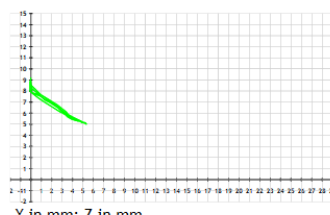
Bewegungsanalyse



Bissregistrierung



Rechtes Kiefergelenk sagittale Ansicht



X in mm; Z in mm

Zusammenfassung

Name: Warnat neue Sch.  
 Vorname: Christoph  
 Geburtsdatum: 26.02.1996  
 Tag der Registrierung: 26.07.2023 12:48:14

Gelenkbahnwinkel im Bezug zur Camper'schen Ebene

Rechts: 36,47°  
 Links: 38,77°

Bennettwinkel

Rechts: 8,49°  
 Links: 3,74°

Sollwert

Rechts: 8,10mm  
 Links: 8,10mm

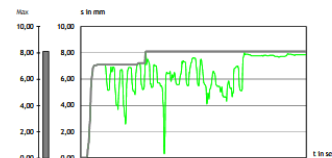
Erreichter Wert

Rechts: 8,19mm  
 Links: 8,40mm

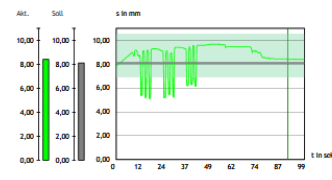
Zentrischer Bereich erfolgreich bestimmt. ✓  
 Registrierung in Datenbank hinterlegt. ✓  
 Hygieneticket abgebucht. ✓  
 Sperrung: 1,0mm

Linkes Kiefergelenk vertikale Ansicht

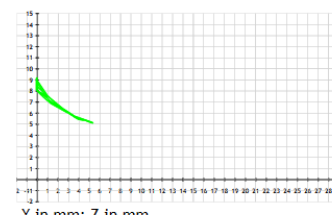
Bewegungsanalyse



Bissregistrierung

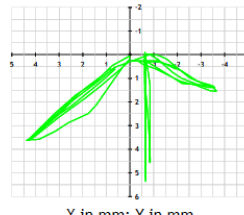


Linkes Kiefergelenk sagittale Ansicht



X in mm; Z in mm

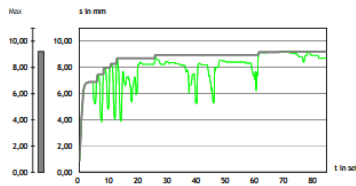
Horizontale UK Bewegung



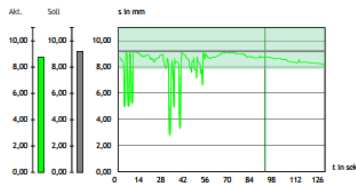
X in mm; Y in mm

Rechtes Kiefergelenk vertikale Ansicht

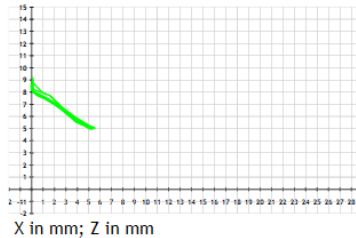
Bewegungsanalyse



Bissregistrierung



Rechtes Kiefergelenk sagittale Ansicht



Zusammenfassung

Name: Warnat stehend gemessen  
 Vorname: Christoph  
 Geburtsdatum: 28.07.2023  
 Tag der Registrierung: 27.07.2023 11:00:58

**Gelenkbahnwinkel im Bezug zur Camper'schen Ebene**  
 Rechts: 35,83°  
 Links: 40,93°

**Bennettwinkel**  
 Rechts: 11,69°  
 Links: 6,65°

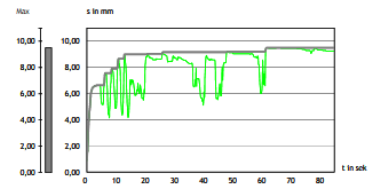
**Sollwert**  
 Rechts: 9,20mm  
 Links: 9,50mm

**Erreichter Wert**  
 Rechts: 8,74mm  
 Links: 9,20mm

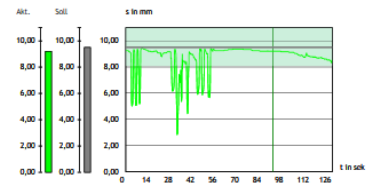
Zentrischer Bereich erfolgreich bestimmt. ✓  
 Registrierung in Datenbank hinterlegt. ✓  
 Hygieneticket abgebucht. ✓  
 Sperrung: 1,0mm

Linkes Kiefergelenk vertikale Ansicht

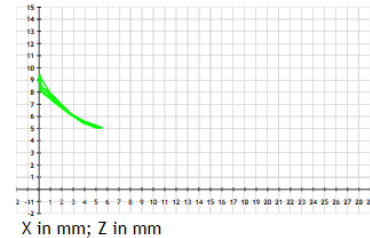
Bewegungsanalyse



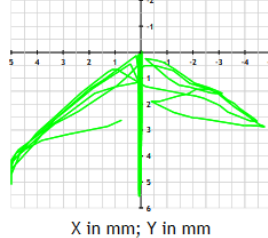
Bissregistrierung



Linkes Kiefergelenk sagittale Ansicht

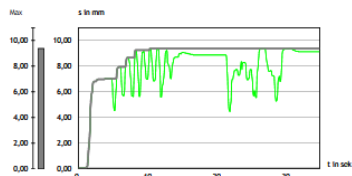


Horizontale UK Bewegung

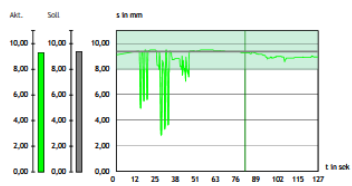


Rechtes Kiefergelenk vertikale Ansicht

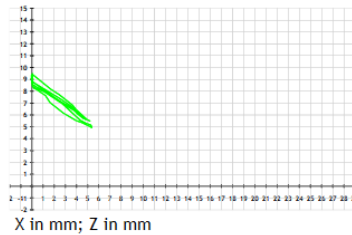
Bewegungsanalyse



Bissregistrierung



Rechtes Kiefergelenk sagittale Ansicht



Zusammenfassung

Name: Warnat stehend gemessen  
 Vorname: Christoph  
 Geburtsdatum: 28.07.2023  
 Tag der Registrierung: 27.07.2023 12:45:31

**Gelenkbahnwinkel im Bezug zur Camper'schen Ebene**  
 Rechts: 37,31°  
 Links: 38,75°

**Bennettwinkel**  
 Rechts: 11,87°  
 Links: 6,12°

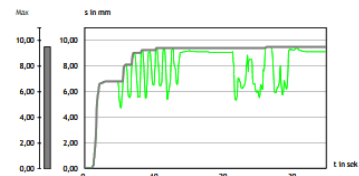
**Sollwert**  
 Rechts: 9,37mm  
 Links: 9,50mm

**Erreichter Wert**  
 Rechts: 9,29mm  
 Links: 9,50mm

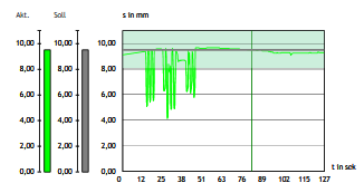
Zentrischer Bereich erfolgreich bestimmt. ✓  
 Registrierung in Datenbank hinterlegt. ✓  
 Hygieneticket abgebucht. ✓  
 Sperrung: 1,0mm

Linkes Kiefergelenk vertikale Ansicht

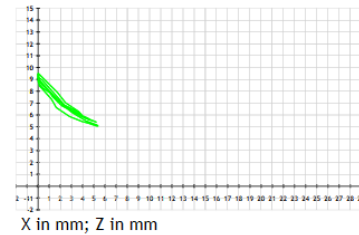
Bewegungsanalyse



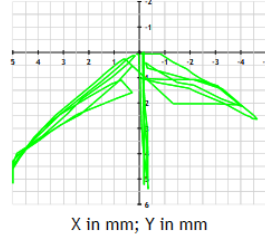
Bissregistrierung



Linkes Kiefergelenk sagittale Ansicht



Horizontale UK Bewegung



### Anlage 5: Schaltplan

