

**DREIDIMENSIONALE MATHEMATISCHE
BEWEGUNGSSIMULATION VON ARTIKULATOREN
UND DEREN ANWENDUNG BEI DER ENTWICKLUNG
EINES „SOFTWARE-ARTIKULATORS“**

Der Medizinischen Fakultät der
Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
als Habilitationsschrift
vorgelegt von
András Szentpétery
Dr. /Med. Univ. Szeged
Geb. am: 1. März 1948 in Tirgu-Mures /Rumänien

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Gutachter:

1. Herr Prof. Dr. J. Setz, Halle
2. Herr Prof. Dr. W. Freesmeyer, Berlin
3. Herr Prof. Dr. U. Stüttgen, Düsseldorf

Halle 1999

INHALTSVERZEICHNIS

1.0.	EINLEITUNG	4
2.0.	LITERATURÜBERSICHT	6
2.1.	Zur Definition von Artikulatoren	6
2.2.	Die Einteilung von Artikulatoren	7
2.3.	Der Einfluß der Anordnung der Führungsflächen auf die Bewegungen des Artikulators - die Arcon - Non-Arcon - Problematik	14
2.4.	Die Einstellbarkeit der Artikulatoren und die individuellen Parameter der Bewegungen	20
2.5.	Mathematisch- geometrische Methoden zur Untersuchung, Analyse und Simulation der Unterkiefer- und Artikulatoren- bewegungen und zur Untersuchung des Einflusses der individuellen Parameter auf diese Bewegungen	33
3.0.	MATERIAL UND METHODE	38
3.1.	Entwicklung eines mathematischen Modells	38
3.2.	Der Einsatz des mathematischen Modells zur Untersuchung von Artikulatorenbewegungen	57
3.3.	Entwicklung eines virtuellen Artikulators	60
4.0.	ERGEBNISSE	67
4.1.	Das mathematische Modell der Artikulatorenbewegungen	67
4.2.	Differenzen in den Bewegungen der Artikulatoren-Typen I bis IV	67
4.3.	Differenzen zwischen Arcon- und Non-Arcon-Artikulatoren	77
4.4.	Differenzen zwischen den Bewegungen des Oberteils und den Bewegungen des Unterteils von Artikulatoren	77

4.5.	Der Einfluß individueller Parameter auf die Bewegungen von Artikulatoren	78
5.0.	DISKUSSION	82
5.1.	Gegenstand der Untersuchungen	82
5.2.	Das mathematische Modell der Artikulatorenbewegungen	82
5.3.	Differenzen in den Bewegungen von Artikulatoren mit unterschiedlicher Anordnung der Führungsflächen (Arcon und Non-Arcon bzw. Typ I - Typ IV- Differenzen)	83
5.4.	Differenzen zwischen den Bewegungen des Oberteils und den Bewegungen des Unterteils von Artikulatoren	86
5.5.	Der Einfluß individueller Parameter auf die Bewegungen von Artikulatoren	87
5.6.	Bewertung der Rolle einzelner Parameter und Variabler	89
5.7.	Der virtuelle Artikulator	96
5.8.	Praktische Bedeutung der Ergebnisse	109
6.0.	ZUSAMMENFASSUNG	111
7.0.	SUMMARY	113
8.0.	LITERATURVERZEICHNIS	115

1. EINLEITUNG

Zahnärztliche Artikulatoren dienen der Nachahmung von Bewegungen des Unterkiefers. Sie sind seit etwa 150 Jahren ein Hilfsmittel bei der diagnostischen und therapeutischen Tätigkeit des Zahnarztes sowie in der Zahntechnik. Ohne ihren Einsatz sind weder Okklusionsdiagnostik noch funktionsgerechte Zahnersatzgestaltung denkbar.

In den letzten beiden Jahrzehnten gab es eine stürmische Entwicklung auf dem Gebiet des Artikulatorenbaues. Diese Entwicklung wurde von einem ebenfalls dynamischen Fortschritt auf dem Gebiet der Registrierverfahren der Unterkieferbewegungen durch die Lieferung neuer Daten und Erkenntnisse begünstigt und gefördert. Es wurden Experimente mit einer völlig neuen Art von Artikulatoren - den sogenannten Roboter-Artikulatoren durchgeführt. Ferner werden moderne computerunterstützte Verfahren (CAD/CAM¹-Systeme) immer häufiger zur Planung und Herstellung von Zahnersatz eingesetzt.

Bedingt durch eine Vielfalt von Geräten und neuen Verfahren ist die Auswahl eines geeigneten Artikulators zu einem Problem geworden. Auf dem Markt werden, oft sogar vom gleichen Hersteller, Artikulatoren mit sehr unterschiedlicher Bau- und Wirkungsweise angeboten.

Trotz intensiver Forschungstätigkeit ist die Frage der Genauigkeit von Artikulatoren immer noch Gegenstand der Diskussion. Es ist allgemein bekannt und anerkannt, daß bei einer schädelgerechten Montage der Modelle volljustierbare Artikulatoren die Bewegungen des Unterkiefers genauer wiedergeben können als teiljustierbare oder mittelwertig eingestellte Geräte. Unklar und umstritten ist jedoch, welche der individuell einstellbaren Parameter vorrangig reproduziert werden müssen und wie groß der Einfluß der verschiedenen Parameter auf die Bewegungen ist. Methoden zur Untersuchung des Einflusses unterschiedlicher Parametereinstellungen auf die Artikulatorbewegungen, durchgeführt direkt am Artikulator, sind möglicherweise zu grob und zu ungenau.

Bei der Kauflächengestaltung von Zahnersatz mittels computerunterstützter (CAD/CAM) Verfahren kommt der Frage eventueller Unterschiede in den Bewegungen von Ober- und Unterkiefer bzw. vom Oberteil und Unterteil von Artikulatoren zueinander eine besondere Bedeutung zu. Die Bewegungen des Unterkiefers bestimmen die Kaufläche oberer Zähne, die relativen Bewegungen des Oberkiefers bestimmen die Kaufläche unterer Zähne mit. Bisher konnte noch nicht eindeutig nachgewiesen werden, ob die Bewegungen der beiden Artikulatorenteile spiegelbildlich identisch oder unterschiedlich sind.

Um diese Fragen zu beantworten, wurde die Entwicklung und Erarbeitung eines dreidimensionalen mathematischen Modells der Artikulatorenbewegungen zum **Ziel** der vorliegenden Arbeit gesetzt. Mit dem verwendeten mathematischen Modell sollen die dreidimensionalen Bewegungen von Gelenkartikulatoren untersucht und

¹ CAD = Computer aided design (engl.) ("rechnerunterstützter Entwurf") (18)

CAM = Computer aided manufacturing (engl.)("rechnerunterstützte Fertigung") (18)

miteinander verglichen werden. Unterschiede in den Bewegungen von Artikulatoren unterschiedlicher Bauart - z.B. Arcon und Non-Arcon - sollen mit Hilfe des mathematischen Modells ermittelt werden. Weiterhin soll das Modell die Bedeutung der Einstellung der verschiedenen individuellen Parameter untersuchen.

Folgende Fragen sind zu beantworten:

1. Sind die Bewegungen von Artikulatoren mit unterschiedlicher Anordnung der kondylären bzw. inzisalen Führungsflächen (z.B. Arcon- und Non-Arcon-Artikulatoren) voneinander abweichend oder identisch?
2. Sind die Bewegungen vom Oberteil und Unterteil eines Artikulators spiegelbildlich identisch oder unterschiedlich?
3. Welchen Effekt haben Veränderungen in der Einstellung einzelner individueller Parameter auf die Bewegungen der Artikulatoren?
4. Welche einstellbaren Parameter der Bewegungen von Artikulatoren sind die wichtigsten und sollen deshalb vorrangig erfaßt und auf den Artikulator übertragen werden?
5. Kann man auf die Einstellbarkeit bestimmter Parameter im Interesse einer einfacheren Gestaltung und Handhabung der Artikulatoren verzichten?
6. Ist es möglich aus einem solchen mathematischen Bewegungsmodell einen virtuellen Artikulator zu entwickeln, welcher alle Funktionen herkömmlicher mechanischer Artikulatoren in einen Computer verlagert?

2.0. LITERATURÜBERSICHT

2.1. Zur Definition von Artikulatoren

Zahnärztliche Artikulatoren sind technische Geräte mit mechanischen Elementen (22, 54, 117, 122), die die Kiefer bzw. die Kiefergelenke repräsentieren (5, 22, 54, 196, 230).

Sie dienen zur Aufnahme von Modellen der Zähne und der Kiefer (22, 93, 196), zur Sicherung der statischen Lagebeziehungen beider Kiefer zueinander (53, 54, 93, 100, 103, 117, 136, 196) sowie zur Simulation der dynamischen Bewegungen der Kiefergelenke und des Unterkiefers (5, 22, 53, 54, 100, 103, 122, 136, 230).

Einsatzgebiete der Artikulatoren sind die instrumentelle Funktionsanalyse als zahnärztliche Aufgabe, die der Erstellung einer Diagnose dient (122, 136, 158, 196, 230) und die Herstellung von Zahnersatz außerhalb des Mundes, die eine vorwiegend zahntechnische Aufgabe darstellt (122, 136, 158, 230).

Eine gewisse Unsicherheit herrscht bei dem Gebrauch des Oberbegriffes. Während die meisten Autoren (5, 22, 53, 54, 94, 117, 136, 158, 196, 213, 230) von Artikulatoren als Oberbegriff sprechen, bilden nach Auffassung von E. KÖRBER (122) die Artikulatoren als kiefergelenkbezogene Simulatoren nur einen Teil der sogenannten Bewegungssimulatoren.

2.2. Die Einteilung von Artikulatoren

In der etwa 150 Jahre langen Geschichte der Artikulatorenentwicklung wurden eine Vielzahl von Geräten mit unterschiedlicher Bau- und Funktionsweise entwickelt. Die genaue Zahl aller Geräte ist nicht mehr zu bestimmen, noch weniger die der zahllosen Varianten. Ein gewisser Überblick kann u.a. aus den entsprechenden Arbeiten von BLOMBERG et al. (14), CROUSSILLAT (27), LANG (129), LEJOYEUX (136), MITCHELL und WILKIE (159, 160), MOLNÁR (162), MÜLLER (167), REHM (185) sowie ZEECK (261) gewonnen werden.

In der Literatur sind Einteilungen nach folgenden Kriterien zu finden:

1. Prinzip der dominierenden Führungsfläche (27, 54, 136, 159, 160, 167),
2. Existenz einer Gelenkführung (167),
3. Führung der Achse (95),
4. Anordnung der Führungsflächen (Bauweise) (11, 36, 37),
5. Orientierung nach unterschiedlichen Referenzebenen (62, 65, 115, 206, 207),
6. Justierbarkeit (Einstellbarkeit) (22, 54, 55, 95, 96, 122, 123, 186, 213, 230, 232, 253, 254).

1. Bezüglich des **Prinzips der dominierenden Führungsfläche** (Führungsprinzip) wurden

- gelenkbezogene Artikulatoren und
- kaubahn- (gleitbahn-) bezogene Artikulatoren (54, 122) voneinander unterschieden.

Gelenkbezogene- (auch "kiefergelenkbezogene"-) Artikulatoren besitzen den Kiefergelenken ähnliche künstliche Gelenke. Sie arbeiten mit ihrer posterioren Führung entsprechend dem Prinzip der Gelenkdominanz, d.h., daß im posterioren Bereich die Führungsfunktion der Kiefergelenke dominiert. Bei solchen Geräten spielt auch die Front-Eckzahnführung eine wichtige Rolle (27, 54, 136, 159, 160, 167). Zu den gelenkbezogenen Geräten gehören u.a. die Evans-, Bonwill-, Walker-, Grittmann-, Christensen-, Parfitt-, Gysi- "Simplex"-, Gysi- "Dreipunkt"-, Gysi- "Adaptable"-, Gysi- "Truebyte"-, Aspelund-, Andresen-, Hanau H-, Hanau- "Kinoscope"-, Wriendt-, McCollum- "Gnathoscope"-, Dentatus ARH-, Stuart-, Condylator-, Whip-Mix-, Denar D5A-, TMJ-, SAM 1-, SAM 2-, SAM 3-, Panadent-, Gnathomat-, Artex T-, Artex TS-, Artex N-, Artex AN-, Artex Reference-, Stratos 200-, Protar I-, Protar II- Artikulatoren.

Die künstlichen Gelenke bestehen aus einem führenden und einem geführten Gelenkteil. Beide können unterschiedliche Formen annehmen. So kann z.B. der führende Gelenkteil die Form eines Führungsstiftes (Bonwill, Christensen), einer Führungskante (Condylator, Bayer Contact) oder einer künstlichen Gelenkpfanne (Whip-Mix, SAM) annehmen. Der geführte Gelenkteil nimmt entsprechend die Form eines Führungsringes, eines Doppelkonus bzw. einer Kondylarkugel an.

Die Funktion der kaubahnbezogenen Artikulatoren basiert auf der Führungsfunktion der Kauflächen der Zähne. Solche Geräte beruhen auf dem Prinzip der

kaubahnbezogenen Zahndominanz, die Führungsfacetten der Zähne werden dabei als Führungselemente der Okklusion verwendet (54).

Zu den kaubahnbezogenen Artikulatoren gehören die historischen Kaubahnträger (z.B. Luce, Fehr, Eichentopf) und die Artikulatoren mit einer sogenannten "freischwingenden" Achse (u.a. die Schröder-Rumpel-, Schröder-Trebitsch-, Gnathomat-, Stratos- 200-Artikulatoren), die sowohl mit als auch ohne Gelenkführung betrieben werden können (69, 95, 98). Die Kalottenartikulatoren von Monson und Villain ("Stabiloccluseur"), die Bewegungen entlang einer Kalottenoberfläche erlauben, können auch dieser Gruppe zugeordnet werden (129, 253).

Die Kaubahnträger sind gelenklose Artikulatoren, die nach dem Prinzip der Graviermethode arbeiten (167). Die von den Kauflächen vorgegebenen Bewegungsmöglichkeiten werden bei solchen Geräten mittels Stiften in Näpfchen mit thermoplastischer Masse eingraviert, deren Oberfläche nach der Erstarrung als Führungsfläche für die Stifte dient.

Die Gelenke der Artikulatoren mit einer "freischwingenden" Achse entsprechen denen von Gelenkartikulatoren, sie sind jedoch "ausschaltbar" (95, 98). Solche Geräte können sowohl mit als auch ohne Gelenkführung arbeiten. Im letzteren Zustand arbeiten sie entsprechend dem Prinzip der Kauflächendominanz.

2. Nach der **Existenz einer Gelenkführung** können die Artikulatoren in
- Gelenkartikulatoren und
 - Gelenklose Artikulatoren eingeteilt werden (167).

Die Gelenkartikulatoren (z.B. Stuart, Whip-Mix, SAM, Dentatus, Artex, Denar, TMJ, Condylator, etc.) verfügen über zwei künstliche Gelenke, die die Führungsfunktion der Kiefergelenke imitieren.

Die Gelenkartikulatoren können weiterhin in

- Artikulatoren mit starrer Gelenkführung und
- Artikulatoren mit "freischwingender" Achse eingeteilt werden (95).

Die Artikulatoren mit starrer Gelenkführung (z.B. Dentatus) arbeiten ständig entsprechend der Theorie der Gelenkdominanz und Gelenkführung. Die Führungsfunktion der Gelenke kann nicht ausgeschaltet werden (95).

Die Artikulatoren mit "freischwingender" Achse (z.B. Gnathomat, Stratos 200) verfügen auch über künstliche Gelenkteile. Die führenden Flächen dieser Gelenke können aber außer Funktion gestellt werden. In diesem Zustand kommt die Führungsfunktion der Zähne zur Geltung (95). Dadurch können diese sowohl als "gelenkbezogene" als auch als "kaubahnbezogene" Artikulatoren benutzt werden (54, 95).

In die Gruppe der gelenklosen Artikulatoren gehören

- die Kaubahnträger (Luce, Fehr, Eichentopf) und
- die Roboterartikulatoren ("Gnathic Replicator", "ROSY").

Sie besitzen weder eine Gelenkführung noch einen Inzisalstift- Inzisalteller-Komplex. Bei den Kaubahnträgern wurde die Führungsfunktion durch die Okklusalfäche der Zahnreihen übernommen (54, 167). Der „Unterkieferteil“ der Roboterartikulatoren ist im Raum freischwebend aufgehängt und wird durch Schrittmotoren angetrieben, die ihrerseits von einem Computerprogramm angesteuert werden. Sie können elektronisch registrierte Unterkieferbewegungen reproduzieren (41, 43, 59, 60, 61).

3. Einteilung nach der **Anordnung der Führungsflächen**

BERGSTRÖM (11) unterteilte die Artikulatoren anhand der Anordnung der kondylären Führungsflächen in

- Arcon-Artikulatoren: Führungsfläche (künstliche Gelenkpfanne) fixiert zum Oberteil des Artikulators, Kondylarkugeln fixiert zum Unterteil (z.B. Evans-, Walker-, Grittmann-, Christensen-, Parfitt-, Gysi-Adaptable-, Aspelund-, McCollum-, Bergström-, Stuart-, Whip-Mix-, Denar D5A-, Panadent-, SAM 1-, 2- und 3-, Bayer Arcon Contact-, Dentatus ARA-, TMJ-, Artex AN-, Artex Reference-, KaVo Protar-, Ivoclar Stratos 200- Artikulator).
- Condylar (Non-Arcon) -Artikulatoren: Führungsfläche (drehbare Gelenktrommel mit Führungsschlitz oder Führungskante) fixiert zum Unterteil, Achse und Kondylarkugeln (bzw. Gelenkwalze) fixiert zum Oberteil des Artikulators (z.B. Bonwill-, Schwarze-, Hahn-, Gysi- „Simplex“-, Gysi-„Dreipunkt“-, Hanau H-, Hanau „Kinoscope“-, Schröder-Rumpel-, Schröder-Treibtsch-, Wriendt-, Dentatus ARH-, Dentatus ARL-, Condylator-, Bayer Contact B-, Artex N-, Artex TS-Artikulatoren).

Zur Darstellung des Gegensatzes zwischen Arcon und Condylar Artikulatoren werden letztere auch als „Non-Arcon“ – Artikulatoren bezeichnet.

DERKSEN und VAN HAERINGEN (37) betonten, daß die Anordnung der vorderen inzisalen Führungsfläche von ebenso großer Bedeutung ist wie die Anordnung der Gelenkteile. Sowohl in den künstlichen Gelenken als auch in der Inzisalführung von Gelenkartikulatoren kann jeweils der eine Teil zum Oberteil, der andere zum Unterteil des Artikulators montiert werden. Dadurch ergeben sich vier unterschiedliche Typen (37, 38) (*Abb. 1*) (Seite 10).

- Typ I-Artikulatoren: kondyläre und inzisale Führungsflächen sind zum Oberteil fixiert (z.B. SAM 2, SAM 3, Artex Reference);
- Typ II-Artikulatoren: kondyläre und inzisale Führungsflächen sind zum Unterteil fixiert (z.B. Hanau H, Dentatus ARH, Condylator);
- Typ III-Artikulatoren: kondyläre Führungsflächen sind zum Unterteil, die inzisale Führungsfläche ist zum Oberteil fixiert (Wriendt);
- Typ IV-Artikulatoren: kondyläre Führungsflächen sind zum Oberteil, die inzisale Führungsfläche ist zum Unterteil fixiert (u.a. Stuart, Whip-Mix, SAM 1, Panadent).

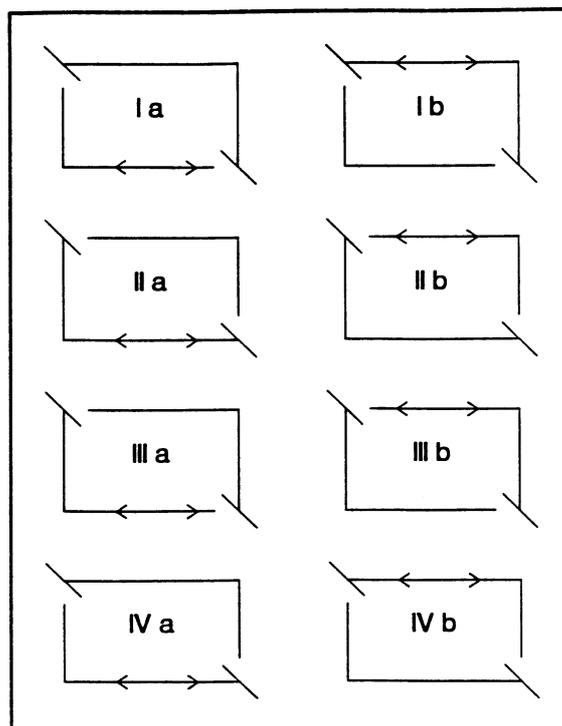


Abb. 1: Einteilung der Artikulatoren nach DERKSEN und VAN HAERINGEN (37) in 4 Typen anhand der Anordnung der kondylären und inzisalen Führungsfächen. Die Gruppen *a* und *b* sind identisch, sie unterscheiden sich nur darin, ob der Unterteil oder der Oberteil des Artikulators bewegt wird.

4. In einer Einteilung nach der **Orientierung zu unterschiedlichen Referenzebenen** können die Artikulatoren in folgende Gruppen eingeteilt werden:

- CAMPER'sche-Ebene-Artikulatoren (54, 115, 206, 207),
- Frankfurter-Horizontale-Artikulatoren (115, 206, 207),
- Achs-Orbital-Ebene-Artikulatoren (54),
- Patienten-Horizontale-Artikulatoren (62, 65).

Historisch wurde die CAMPER'sche Ebene als Referenzebene verwendet (z.B. beim Bonwill-Artikulator, bei den Gysi-Artikulatoren, beim Hanau-Artikulator und beim Condylator-Artikulator). Sie wird durch den Subnasale-Punkt und die beiden Porion-Punkte bestimmt (232), verläuft mehr oder weniger parallel zur Kauebene (115, 232) und erlaubt das Einstellen der Kauebene parallel zur Tischebene (115). Artikulatoren, bei denen die CAMPER'sche Ebene als Referenzebene benutzt wird, müssen eine ausreichend große Höhe (Oberweite) für den erhöhten Platzbedarf des Oberkiefermodells haben (115).

Beim Gebrauch von vielen teil- bzw. volljustierbaren Artikulatoren (z.B. Stuart, Whip-Mix, SAM, Dentatus) wird die Lage des Oberkiefers bzw. der oberen

Zahnreihe mittels eines Gesichtsbogens zur Frankfurter Horizontalebene bestimmt und in den Artikulator überführt (54). Diese anthropologische Ebene wird durch das linke Orbitale und die beiden Porion-Punkte bestimmt (232). Bei Benutzung dieser Referenzebene wird die Kauebene im Artikulator nach vorn abfallend verlaufen (115).

Die Achs-Orbital-Ebene weicht von der Frankfurter Horizontale nur geringfügig in den beiden dorsalen Referenzpunkten ab (122). Es werden anstelle der beiden Porion-Punkte die kinematisch oder arbiträr bestimmten Achsenpunkte verwendet (232).

Beim Artex-System werden die Gipsmodelle in Bezug auf die sogenannte Patienten-Horizontale einartikuliert. Diese entspricht einer Ebene, die durch die beiden Achsenpunkte und durch die Nasenspitze verläuft. Sie soll bei horizontaler Blickrichtung horizontal und parallel zur Okklusionsebene verlaufen (62, 65).

5. Einteilung anhand der **Justierbarkeit (Einstellbarkeit)** von Artikulatoren:

Die Justierbarkeit bezieht sich auf die Fähigkeit des Artikulators, das Einstellen unterschiedlicher Werte für einige oder alle individuellen Parameter (z.B. horizontale Kondylenbahnneigung, Bennett-Bewegung, Interkondylarabstand etc.) zu ermöglichen und dadurch die individuell charakteristischen Bewegungsmuster unterschiedlicher Personen nachahmen zu können (54, 232).

Anhand dieses Kriteriums werden die Artikulatoren eingeteilt in

- Festwertgeräte:
 - einfache (Gips-) Okkludatoren,
 - Scharnier- oder Metall-Okkludatoren,
 - Mittelwert- bzw. Festwertartikulatoren (keine Einstellmöglichkeit),
- individuell einstellbare Geräte:
 - teiljustierbar (mit einigen Einstellmöglichkeiten),
 - volljustierbar (alle Parameter sind individuell einstellbar) (123),

oder in

- einfache Scharnierartikulatoren (Okkludatoren),
- Mittelwertartikulatoren,
- einstellbare Artikulatoren:
 - kaubahnbezogene Artikulatoren,
 - schädelbezüglich teiljustierbare Geräte
 - einige Parameter lassen sich auf individuelle Werte einstellen (z.B. Whip-Mix, SAM 1, Dentatus ARH),
 - schädelbezüglich volljustierbare Geräte
 - praktisch alle Parameter sind einstellbar
 - z.B. Stuart, Denar D5A, TMJ (54, 95, 96, 186, 213, 230).

Bei diesen Autoren (54, 95, 96, 186, 213, 230) lautet der Oberbegriff "Artikulator", d.h., sie ordnen praktisch alle Geräte, auch die Okkludatoren, bei den Artikulatoren ein.

E. KÖRBER (122) verwendet als Oberbegriff die Bezeichnung "Bewegungssimulator". Bewegungssimulatoren können in folgende Kategorien eingeteilt werden:

- gleitbahnbezogene Simulatoren (wie Biocop und Gnathomat),
- kiefergelenkbezogene Simulatoren oder "Artikulatoren":
 - Okkludatoren
 - Mittelwertartikulatoren (z.B. HEILBORN, GYSI-"Simplex", Atomik). Sie sollen nach anatomischen und funktionellen Mittelwerten eingestellt sein.
 - Teiljustierbare Artikulatoren
Sie erlauben eine individuelle Angleichung einiger Werte.
 - Volljustierbare Artikulatoren
Sie sollen eine individuelle Nachahmung der Unterkieferbewegungen ermöglichen.

Nach E. KÖRBER gehören die Okkludatoren zu den Artikulatoren, nicht aber die gleitbahnbezogenen Geräte (122).

Volljustierbare Artikulatoren simulieren die natürlichen Unterkieferbewegungen genauer als teiljustierbare Geräte (23, 212).

Einige der neueren Artikulatoren (z.B. Panadent, SAM 2, SAM 3, Artex AN, Artex Reference, Protar II) lassen sich weder den teil- noch den volljustierbaren Artikulatoren eindeutig zuordnen. Bei diesen Geräten sind zwar nicht alle Parameter einstellbar gestaltet, sie verfügen aber über Einstellmöglichkeiten (z.B. Immediate Side Shift – ISS – Einsatzgarnituren beim Panadent, SAM und Artex oder die Möglichkeit der Einstellung einer Latero-Protrusion bzw. einer Latero-Retrusion - Protar II, Artex Reference), die diesen Artikulatoren bessere Justierbarkeit ermöglicht als konventionellen teiljustierbaren Geräten (108, 132, 133, 146, 147, 148, 151, 229).

Elektronische Artikulatoren

Eine völlig neue Gruppe bilden solche Artikulatoren, die elektronisch betätigt werden.

Der CPS-PC-Artikulator² ist ein mechanischer Artikulator, dessen Gelenkbewegungen durch elektronische Sensoren registriert und auf dem Bildschirm eines Lap-Top-PC-s dargestellt werden. Er eignet sich für die Einstellung und für den Vergleich verschiedener zahngeführter Gelenkpositionen, so kann er in der Diagnostik und Therapie von Kiefergelenkstörungen sowie in der Kieferorthopädie angewendet werden (184). Als normaler Arbeitsartikulator ist er nur für das Aufwachsen zentrischer Okklusionsfelder geeignet, die Berücksichtigung exzentrischer Bewegungen muß anschließend in einem volljustierbaren Artikulator erfolgen. (184). In diesem Sinne ist dies weder ein vollständiger mechanischer Artikulator noch ein echter elektronischer Artikulator.

² RB Dental Elektronik GmbH, Weiden, BRD

- Das **Cicero-CAD/CAM-System**³ von VAN DER ZEL simuliert mit Hilfe eines **Software-Artikulators** die individuellen Bewegungen des Patienten (244, 245, 246, 247). Nach Angaben des Verfassers läßt sich damit eine dynamische Kaufläche gestalten (244, 247). Das System befindet sich im experimentellen Stadium, ein genaues Funktionsprinzip ist nicht bekannt. Dementsprechend ist auch das Funktionsprinzip des dazugehörigen Software-Artikulators nicht bekannt.

Auch die **Roboterartikulatoren** (z.B. „Gnathic Replicator“ von GIBBS und „ROSY“ von EDINGER) gehören zu den elektronischen Artikulatoren. Sie sind imstande, die elektronisch registrierten Kaubewegungen des Patienten mechanisch, durch elektronisch gesteuerte Schritt- oder Gleitmotoren zu simulieren (41, 42, 45, 60, 61).

Die dargestellten Einteilungskriterien und -möglichkeiten vermitteln ein Bild von der Vielfalt gegenwärtiger und historischer Artikulatoren. Gemeinsames Ziel dieser Geräte ist jedoch immer die Reproduktion der Bewegungen des Unterkiefers. Vor der Entwicklung einer im Computer ablaufenden Bewegungssimulation erscheint es zweckmäßig, die zwei wesentlichen Kriterien der Bewegungssimulation

- Anordnung der Führungsflächen und
- Justierbarkeit (Einstellbarkeit) des Gerätes

hinsichtlich ihrer Relevanz zu untersuchen.

³ Elephant Industries, Hoorn, Holland

2.3. Der Einfluß der Anordnung der Führungsflächen auf die Bewegungen des Artikulators - die Arcon - Non-Arcon - Problematik

Es gibt zahlreiche Kriterien (z.B. Stabilität, Handlichkeit, Zerlegbarkeit), die den Zahnarzt veranlassen, sich für Arcon- oder Non-Arcon-Artikulatoren zu entscheiden (53, 95, 219). Nach SMITH werden an amerikanischen Universitäten bei der Herstellung von festsitzendem Zahnersatz bevorzugt Arcon-Artikulatoren und bei herausnehmbarem Zahnersatz eher Non-Arcon-Artikulatoren verwendet (219). Die Auswahl richtet sich meist nicht so sehr nach der Genauigkeit des Instrumentes, sondern nach seiner Handhabbarkeit, z.B. ob Oberteil und Unterteil des Gerätes leicht auseinandernehmbar sind oder nicht. Aufgabe der vorliegenden Untersuchung ist es jedoch, die Frage zu klären, ob Arcon- bzw. Non-Arcon-Geräte zu einer unterschiedlichen Simulation der Kieferbewegungen führen.

Die führende Funktion der Gelenkpfanne des menschlichen Kiefergelenkes (Fossa mandibularis und Tuberculum articulare) wird in einem Gelenkartikulator von einer mechanisch vorgeformten (z.B. beim Condylator-, SAM-, Panadent-, Stuart-Artikulator) oder mittels einer individuell modellierten (z.B. TMJ) künstlichen Gelenkpfanne nachgeahmt. Die Rolle des Gelenkkopfes (Caput mandibulae) wird von einer Kondylarkugel oder einem Doppelkonus übernommen, welche den geführten Gelenkteil darstellen.

Im anterioren Bereich besitzen die Gelenkartikulatoren einen Inzisalstift-Inzisalteller (Inzisaltisch) -Komplex, der die Führungsfunktion verlorener oder beschädigter Frontzähne übernehmen soll. Der mechanisch verstellbare oder individuell ausgeformte Inzisalteller übernimmt die Funktion der Palatinalflächen oberer Frontzähne und führt die Bewegungen der Inzisalstiftspitze, die in ihrer Funktion den geführten unteren Frontzähnen entspricht.

Sowohl bei den Gelenken als auch bei der Inzisalführung wird jeweils der eine Teil (entweder der führende oder der geführte Teil) zum Oberteil, der andere zum Unterteil des Artikulators montiert (36, 37). Dadurch ergeben sich vier mögliche Variationen, die den vier Typen (I bis IV) der Einteilung der Gelenkartikulatoren von DERKSEN und VAN HAERINGEN (37) entsprechen (*Abb. 1*) (Seite 10). (Siehe Kapitel 2.2.)

Die geführten kondylären bzw. inzisalen Komponenten sind entsprechend am jeweils gegenüberliegenden Artikulorteil fixiert.

Betrachtet man nur die Anordnung der Gelenkteile, so ergeben sich zwei Möglichkeiten. Der Artikulator ist entweder vom

- Arcon-Typ (*Abb. 2*) (Seite 14).oder vom
- Non-Arcon-Typ (*Abb. 3*) (Seite 14). (11).

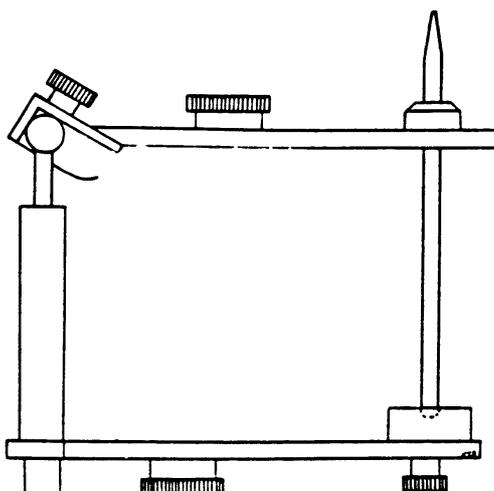


Abb. 2: Arcon-Artikulator: Die kondyläre Führungsfläche ist zum Oberteil des Artikulators fixiert, die Kondylarkugeln sind zum Unterteil fixiert.

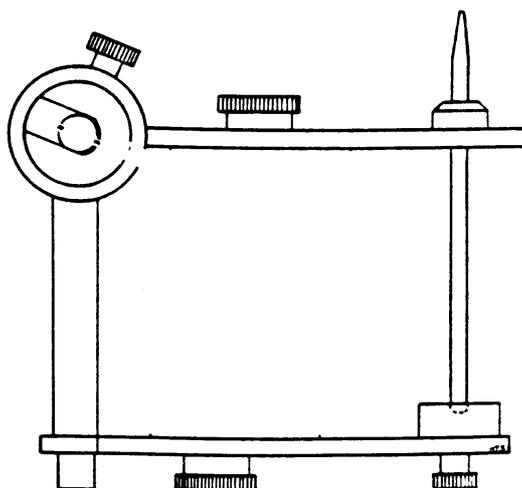


Abb. 3: Non-Arcon-Artikulator: Die kondyläre Führungsfläche ist am Unterteil, die Kondylarkugeln sind am Oberteil des Artikulators fixiert.

Bei den Arcon- Artikulatoren sind die kondylären Führungsflächen (Führungsstift, Kondylargehäuse, Kondylartrommel mit Führungsschlitz, Kondylenbahneinsätze) am Oberteil des Artikulators fixiert, die geführten Elemente (Ringe, Kugel, Walzen) sind am Unterteil des Gerätes befestigt. Arcon-Typ-Artikulatoren sind u.a. folgende: Evans-, Walker-, Grittmann-, Christensen-, Parfitt-, Gysi-Adaptable-, Aspelund-, McCollum-, Bergström-, Stuart-, Whip-Mix-, Denar D5A-, Panadent-, SAM 1-, 2- und 3-, Bayer Arcon Contact-, Dentatus ARA-, TMJ-, Artex AN-, Artex Reference-, KaVo Protar-, Ivoclar Stratos 200- Artikulator.

Bei den Non-Arcon-Artikulatoren sind die kondylären Führungsflächen am Unterteil des Gerätes angebracht, der geführte Teil ist am Oberteil befestigt. Folgende Geräte

sind den Non-Arcon-Artikulatoren zuzurechnen: Bonwill-, Schwarze-, Hahn-, Gysi-Simplex-, Gysi-Dreipunkt-, Hanau-H-, Hanau Kinoscope-, Schröder-Rumpel-, Schröder-Trebitsch-, Wriendt-, Dentatus ARH-, Dentatus ARL-, Condylator-, Bayer Contact B-, Artex N-, Artex TS-Artikulator u.a..

Im Laufe der 150-jährigen Entwicklung der Artikulatoren wurden sowohl Arcon- wie auch Non-Arcon-Artikulatoren gebaut. Es gibt Firmen (z.B. Hanau, Dentatus, Girrbach), die beide Varianten anbieten (30, 31, 32, 62, 64, 65, 160). Es gibt einen Artikulator (Denar-Track-2), der durch einen einfachen Umbau der Gelenkteile gemäß beider Prinzipien betätigt werden kann (114). In den letzten Jahre wurden vorwiegend Arcon-Artikulatoren entwickelt (Artex AN, Artex Reference, SAM 3, Protar, Stratos 200, Bayer Arcon Contact etc.).

Bei beiden Artikulatorentypen wurde der Inzisaltisch meistens am Unterteil des Artikulators befestigt, der Inzisstift entsprechend am Oberteil angebracht. WRIENDT's Lösung (29, 258) der Anbringung des Inzisaltellers am Artikulatoroberteil von 1934 fand lange Zeit keine Nachahmer. Erst bei einigen neuen Artikulatoren wird die Inzisalführung entweder umkehrbar gestaltet, d.h. Inzisalteller und Inzisstift lassen sich zwischen den beiden Artikulartteilen austauschen (z.B. SAM 2, SAM 3, Protar) oder die Inzisalführung wird nach WRIENDT's System mit dem Oberteil verbunden (Artex Reference).

Dem Einfluß der Anordnung der Führungsflächen auf die Bewegungen von Artikulatoren wird in der Literatur relativ wenig Beachtung geschenkt. Die Autoren, die sich mit dieser Problematik befassen (2, 6, 7, 11, 36, 37, 39, 53, 233, 234, 256), diskutieren diese Frage kontrovers.

Einige Autoren (2, 7, 256) vertreten die Meinung, daß die Anordnung der Führungsflächen keinen Einfluß auf die Bewegungen ausübt. Nach Meinung anderer (7, 10, 11, 36, 37, 39, 233, 234) beeinflußt die Anordnung der Führungsflächen die Artikulatorenbewegungen. Es wird auch die Meinung vertreten, daß diese Frage mit den herkömmlichen Untersuchungsmethoden nicht zu beantworten sei (6).

Während die Ansicht vertreten wird, daß eine natürliche Anordnung, d.h. mit der Führungsfläche im Oberteil, korrektere Bewegungen ermöglicht (7, 11, 36, 37, 39, 233, 234), war BENSON (10) der Meinung, daß eine umgekehrte (Non-Arcon-) Anordnung richtiger wäre. Auch wird argumentiert, daß bei rektilinearen kondylären und inzisalen Führungsflächen die Non-Arcon-Variante die klinischen Verhältnisse besser simuliert, während sich bei kurvilinearen Gelenkflächen die beiden Prinzipien nicht unterscheiden sollen (53).

Anstöße bei der Klärung dieser Frage stammen von BERGSTRÖM (11), der eine wissenschaftliche geometrische Erklärung zu dieser Problematik zu geben versuchte. Er bezeichnete eine dem natürlichen Vorbild entsprechende Anordnung als Arcon-Typ (aus den beiden Worten ARTikulator und CONDyle) und die dem natürlichen Vorbild konträre Anordnung (Führungsfläche im Unterteil, geführte Fläche im Oberteil) als Condylar (11) (heute Non-Arcon).

BERGSTRÖM betonte 1942, daß bei Arcon- und Non-Arcon-Artikulatoren verschiedene effektive laterale Winkel, d.h. Bennett-Winkel eingestellt werden müssen, um vergleichbare Bewegungen zu erhalten (11). Er vertrat die Ansicht, daß

bei Arcon-Artikulatoren der BENNETT-Winkel in der Ebene der Gelenkbahn eingestellt werde, bei Non-Arcon-Geräten diese Einstellung jedoch in der Horizontalebene erfolge. 1950 schrieb er, daß die beste Methode für die Untersuchung dieser typenspezifischen Bewegungsunterschiede ein mathematischer Vergleich der Bewegungen beider Artikulorentypen wäre. Er führte jedoch aus: "Eine solche Untersuchung ist durchaus möglich durch den Vergleich der Gleichungen der Protrusionsbewegung des Kiefers und der verschiedenen Artikulatoren. Diese Methode ist jedoch undurchführbar, weil die Gleichungen viel zu kompliziert sind für diesen Zweck" (11).

Durch geometrische Untersuchungen konnte er nachweisen, daß die Bewegungen der Condylar (d.h. Non-Arcon-) -Artikulatoren von denen des stomatognathen Systems sowie von den Bewegungen der Arcon-Artikulatoren abweichen. Als Grund nannte er die Tatsache, daß sich bei Condylar (Non-Arcon-) -Artikulatoren durch die Fixierung der kondylären Führungsflächen am Artikulatorunterteil die horizontale Kondylenbahnneigung (HKN) im Laufe der Protrusionsbewegung ständig ändert. Hingegen wird bei Arcon-Artikulatoren, bei denen die kondylären Führungsflächen fest mit dem Oberteil verbunden sind, die horizontale Kondylenbahnneigung von dieser Rotation des Unterkiefers nicht beeinflußt (11). Anhand dieser Überlegungen vertrat er die Meinung, daß nur Arcon-Artikulatoren fähig seien, "richtige" Bewegungen auszuführen. In diesem Sinne entwickelte er seinen teiljustierbaren Arcon-Artikulator (BERGSTRÖM- Artikulator) (11).

DERKSEN und VAN HAERINGEN (37) übertrugen BERGSTRÖM's Überlegungen auch auf die Inzisalführung, weil sie feststellten, daß die Anordnung der vorderen Führungsflächen für eine korrekte Artikulatorbewegung ebenso wichtig sei wie die der Gelenke. Sie stellten eine neue Einteilung von Artikulatoren anhand der Anordnung der kondylären wie auch der inzisalen Führungsflächen vor. Sie unterschieden dementsprechend theoretisch 8 verschiedene Artikulatorgruppen (*Abb. 1*), praktisch jedoch nur 4, weil es letztendlich gleichgültig sei, ob das Oberteil oder das Unterteil des Artikulators bewegt wird. Somit stellte ihre Einteilung nur einen theoretischen Rahmen dar, da zu jener Zeit nur in die II. und IV. Gruppe ihrer Einteilung gehörende Artikulatoren existierten (37).

Mit Hilfe eines Ellipsographen konstruierten DERKSEN und VAN HAERINGEN (37) sowie DERKSEN und KORENHOF (36) die Bewegungsbahnen ausgewählter Punkte (Inzisalpunkt und ein Molarenpunkt) und bestimmten den Charakter der so gewonnenen Bewegungskurven für alle 4 Gruppen, jedoch nur zweidimensional in der Medio-Sagittal-Ebene bei geraden Führungsflächen.

Bei den Artikulatoren der Gruppe I bewegten sich sowohl der Inzisalpunkt wie auch der Molarenpunkt entlang ellipsenförmiger⁴ Bahnen. Für die Gruppe II ermittelten sie eine kardioide⁵, für die Gruppen III und IV eine konchoide⁶ Bewegung, die

⁴ Ellipse = Der geometrische Ort aller Punkte einer Ebene, für die die Summe der Abstände von zwei festen Punkten konstant ist.
Ihre Gleichung ist: $(x^2 / a^2) + (y^2 / b^2) = 1$ (57).

⁵ Kardioide = Kurve 4. Ordnung, Sonderfall (spitze Variante) der sogenannten PASKAL'schen Schnecke, bei der ein Kreis auf einem anderen Kreis mit gleichem Radius abrollt.

jeweils von der natürlichen elliptischen Bahn der Gruppe I abwichen. Anhand dieser Untersuchungen vertraten beide Untersuchergruppen die Ansicht, daß es bei den vier Artikulorentypen zu unterschiedlichen Bewegungen kommt (36, 37). Den elliptischen Charakter einer natürlichen Protrusionsbewegung entlang gerader Führungsflächen wiesen auch andere Autoren nach (109, 235, 249, 250).

DERKSEN und KORENHOF (36) stellten 1966 fest, daß praktisch alle Artikulatoren aufgrund falscher Prinzipien gebaut wurden, weil kein Gerät der Gruppe I nach DERKSEN und VAN HAERINGEN (37) angehörte. Nur Artikulatoren des Typs I können nach Ansicht der genannten Autoren (36) die natürlichen Bewegungen korrekt wiedergeben. Sie berechneten auch die Bewegung eines Molarenpunktes in der Sagittalebene bei allen 4 Typen und stellten typenspezifische Differenzen fest. Sie fanden die größten Bewegungsunterschiede zwischen den Typen I und II: 0,6 mm in der vertikalen Richtung. Je größer die Neigung der horizontalen Kondylenbahn war, desto größere Differenzen wurden gefunden. Sie äußerten die Meinung, daß Ungenauigkeiten von 0,3 mm - 0,6 mm bei herausnehmbarem Zahnersatz von der Resilienz der Schleimhaut kompensiert werden könnten, bei feststehendem Zahnersatz aber nicht zu tolerieren seien.

Bedingt durch die Tatsache, daß zu einem Artikulorteil (Oberteil bzw. Unterteil) immer nur der eine Gelenkteil (entweder der führende oder der geführte) bzw. entweder der Inzisalteller oder der Inzisstift angebracht sind, sollen nach Ansicht von DERKSEN und KORENHOF (36) die relativen Bewegungen des Oberteils von Artikulatoren von denen des Unterteils abweichend sein.

WEINBERG (256) kam 1963 aufgrund seiner mathematisch-geometrischen Studien zu der Schlußfolgerung, daß Arcon- und Non-Arcon-Artikulatoren ähnliche Bewegungen durchführen und seine mathematische Beweisführung die Aussage unterstützt, wonach keines der beiden Prinzipien einen eindeutigen Vorteil gegenüber dem anderen aufweisen könne.

MORITA et al. (163) verglichen gemessene und mathematisch errechnete Bewegungen des Arcon- Artikulators Hanau 158 und des Non-Arcon- Artikulators Hanau H-2 in der Sagittalebene, entlang gerader Führungsflächen. Ihr direktes Ziel war nur die Überprüfung der Validität der mathematischen Formeln. Ihren Tabellen kann man entnehmen, daß bei den beiden Artikulorentypen zwischen Bewegungen gleicher Punkte bei gleichen Einstellungen Abweichungen bis zu 1,5 mm vorkommen.

FUHR und REIBER (53) haben mögliche Unterschiede der Bewegungswiedergabe von Arcon- und Non-Arcon- Artikulatoren einer eingehenden theoretischen Untersuchung unterzogen. Sie betrachteten das Oberteil des Artikulators als beweglich und untersuchten seine Verlagerungen in der Sagittalebene und in der Horizontalebene. Sie fanden unterschiedliche Abweichungen zwischen den

$$\text{Ihre Gleichung ist: } (x^2 + y^2 - r^2)^2 = 4r^2(x^2 + y^2) \quad (57).$$

⁶ Konchoide = Kurve 4. Ordnung. Sie entsteht dann, wenn eine Gerade a von einer Gerade b geschnitten wird, die sich um einen Punkt O dreht, und von der an beiden Seiten der Gerade a gleichlange Strecken abgetragen werden. Ihre Gleichung ist: $(x - a)^2 * (x^2 + y^2) = c^2 * x^2$ (57).

Bewegungen der beiden Artikulorentypen Arcon und Non-Arcon und dem natürlichen Beispiel in Abhängigkeit vom Verhältnis der Neigung der Kondylenbahn zur Inzisalbahn (gleich, steiler, flacher), von der Geometrie der Führungsflächen (gerade oder gekrümmt), von der Methode der Bestimmung der Neigung der Kondylenbahn am Patienten (mittels eines Protrusionsregistrates oder mittels einer graphischen Aufzeichnung) und von der untersuchten Bewegungsart (Protrusion oder Laterotrusion). So soll z.B. bei rektilinearen Kondylar- und Inzisalführungen und einer steileren sagittalen Kondylenbahnneigung als die Inzisalbahnneigung, zwischen der terminalen Scharnierachsenposition und einer mittels eines protrusiven Positionsregistrates bestimmten protrusiven Position, das Non-Arcon-Gerät die klinischen Verhältnisse besser simulieren als das Arcon-Gerät (53). Bei ebenfalls geraden Führungsflächen und einer kleineren Kondylenbahnneigung als die Inzisalbahnneigung soll bei einer Registrierung mit einem Protrusionsregistrarat das Arcon-Gerät, bei einer Einstellung nach einer graphischen Aufzeichnung das Non-Arcon-Gerät die klinischen Gegebenheiten realistischer simulieren. Bei analog gekrümmten Kondylarführungen sollen die Bewegungen der beiden Artikulorentypen nicht voneinander abweichen (53).

DOS SANTOS und ASH (39) verglichen mit Hilfe eines elektronischen Registriersystems (Cyberhoby F3) die Bewegungen von vier Arcon- und zwei Non-Arcon-Artikulatoren untereinander und mit den Bewegungen von drei Probanden. Sie fanden zwischen den Bewegungen der Probanden und denen der Artikulatoren statistisch signifikante Unterschiede. Arcon-Geräte simulierten die Unterkieferbewegungen der Patienten besser als Non-Arcon-Artikulatoren.

Die meisten diesbezüglichen Untersuchungen haben nur die Anordnung der dorsalen Führungsflächen - die der Gelenke - untersucht. Nur wenige Autoren (36, 37, 233, 234) bezogen in ihre Untersuchungen auch die Rolle der vorderen Führungsfläche, die der Inzisalführung ein. Diese Untersucher waren der Ansicht, daß die Anordnung der beiden Teile der Inzisalführung einen nicht unbedeutenden Einfluß auf die Bewegungen von Artikulatoren hat.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß die Frage, ob Arcon- bzw. Non-Arcon-Artikulatoren unterschiedliche Bewegungen durchführen, noch nicht eindeutig geklärt ist. Die meisten Autoren, deren Arbeiten auf mathematisch-geometrischen Untersuchungen beruhen (11, 36, 37, 233, 234), vertreten die Ansicht, daß Arcon- und Non-Arcon-Artikulatoren unterschiedliche, voneinander teilweise deutlich abweichende Bewegungen durchführen. Es wird jedoch auch die meist klinisch legitimierte Meinung vertreten (2, 7, 256), daß der Einfluß der Anordnung der Führungsflächen unbedeutend sei.

Einschränkend ist festzustellen, daß die genannten Autoren dieses Problem nur zweidimensional in der Mediansagittalebene, d.h. für eine Protrusionsbewegung entlang gerader Führungsflächen untersucht haben. Es gibt bisher keine räumliche, dreidimensionale Untersuchung dieses Problems.

2.4. Die Einstellbarkeit der Artikulatoren und die individuellen Parameter der Bewegungen

Die Mittelwert- bzw. Festwertartikulatoren (z.B. Atomic, Balance, Dental Hoby, Protar I, Shofu Handy) sind nicht einstellbar. Ihre Abmessungen und Führungsflächen sind auf Durchschnittswerte fest eingestellt. Man nimmt an, daß ihre Bewegungen durchschnittlichen Werten entsprechen (54). Der Interkondylarabstand ist z.B. fest auf 110 Millimeter, die Kondylenbahnneigung auf etwa 30° bezogen auf die CAMPER'sche Ebene bzw. auf 40° bezogen auf die Frankfurter Horizontale eingestellt. Eine Einstellmöglichkeit der Bennett-Bewegung und der Neigung des Inzisaltellers ist nicht vorhanden. Das Einartikulieren der Modelle in solche Geräte erfolgt vorwiegend ohne Gebrauch eines Gesichtsbogens unter Verwendung der bekannten Maße des BONWILL'schen Dreiecks und des BALKWILL-Winkels (11, 15, 167).

Die einstellbaren Artikulatoren lassen sich in teiljustierbare und volljustierbare Artikulatoren einteilen (54).

Bei den teiljustierbaren Artikulatoren (z.B. Hanau-H, Balance de Luxe, Dentatus, Condylator, Whip-Mix, SAM 1, Denar Mark II, Bayer Contact, Bayer Arcon Contact, Artex N, Artex TS) sind einige der Parameter, meistens die Gelenkbahnneigung und der Bennettwinkel, individuell einstellbar. Beim Whip-Mix-Artikulator wurde zusätzlich der Interkondylarabstand in drei Größen veränderbar gestaltet (129, 160, 257). Das Einartikulieren der Gipsmodelle erfolgt mit Hilfe eines arbiträren (mittelwertigen) Gesichtsbogens, eingestellt auf ebenfalls arbiträre Scharnierachsenpunkte. Der dritte Referenzpunkt, und dadurch die angewandte Referenzebene, wird entweder durch eine Glabellastütze ermittelt (z.B. SAM, Artex, Stratos) oder mit Hilfe eines Orbitalanzeigers bestimmt (z.B. Dentatus). Bei beiden Systemen wird meist die Frankfurter Horizontale als Referenzebene benutzt (54, 115, 207, 206). Bei den Artex-Artikulatoren wird die sogenannte "Patientenhorizontale" als Referenzebene angewendet, die ebenfalls mittels einer Glabellastütze bestimmt wird (62). Bei den CAMPER'sche-Ebenen-Artikulatoren, wie der Condylator, wird die Kauebene parallel zur Standfläche des Artikulators und zur CAMPER'schen-Ebene ausgerichtet (115, 206, 207). Die individuellen Einstellparameter werden bei teiljustierbaren Artikulatoren entweder anhand von Positionsregistrator (Protrusionsregistrator für die Einstellung der HKN und Laterotrusionsregistrator für die Einstellung der Bennett-Winkel)(11, 13, 130, 131) mit Hilfe von Kondylenbahnaufzeichnungen und schreibenden Gesichtsbögen (Condylator)(56, 75) oder mittels Daten einer achsialen Pantographie eingestellt (SAM, Panadent, Artex)(54, 135, 146, 151, 215, 216, 217, 218, 232,). Elektronische Registriersysteme können die notwendigen Einstellwerte direkt auf ein Artikulatorensystem bezogen liefern (16, 33, 111, 112, 144, 145, 173).

Die mechanisch einstellbaren volljustierbaren Artikulatoren (z.B., Stuart, Denar D5A) lassen sich anhand der Information von pantographischen Aufzeichnungen individuell einstellen (54, 70, 71, 72, 73, 226, 173). Die Einstellungen lassen sich durch das Verstellen mechanischer Vorrichtungen (Denar, Stuart) oder durch das individuelle Einschleifen von Gelenkeinsätzen (Stuart) vornehmen. Bei den sogenannten stereographischen vollindividuellen Artikulatoren (z.B. TMJ) erfolgt nach einem intraoralen stereographischen Registrator ein individuelles Ausformen der

Gelenkboxen mit Autopolymerisat. Solche künstlichen Gelenkgruben enthalten sämtliche Informationen individueller Bewegungen und können nicht weiter eingestellt werden. Die Modelle werden "nach individueller kinematischer Scharnierachsbestimmung mittels Scharnierachsenlokalisatoren" (z.B. Almore, SAM) mit Hilfe von Übertragungsbögen (z.B. Almore) einartikuliert (130, 131, 151, 215, 218).

Bei der Konstruktion volljustierbarer Artikulatoren wurde die Anpaßbarkeit an die natürlichen Maße und Winkelwerte, d.h. größtmögliche Einstellbarkeit und Präzision der ausgeführten Bewegungen vorrangig beachtet, ohne Rücksicht auf Kompliziertheit, Preis, Zeit- oder Arbeitsaufwand, etc.

Beginnend mit den Untersuchungen von LEE und LUNDEEN (132, 133, 146, 147, 148) und gefolgt von anderen Untersuchungen (151, 215, 216, 217, 218) wurde ein neuer Trend der "quasi" fast volljustierbaren Artikulatoren (Panadent, SAM 2, SAM 3, Artex AN, Artex Reference, Protar II) eingeleitet. Auf der Grundlage dieser Untersuchungen wurden Kondylenbahnneigung und Immediate Side Shift als wichtigste Parameter individueller Bewegungen angesehen. Daher soll die individuelle Einstellung dieser Parameter bei annehmbarer Komplexität und akzeptablem Zeitaufwand eine große Präzision der Bewegungen gewähren (146). Die Gelenkbahn solcher Artikulatoren ist gewölbt, manche (z.B. SAM) haben austauschbaren Gelenkboxen mit unterschiedlichen Krümmungsradien.

Artikulator (mit Literaturstelle)	1	2	3	4	5	6	7	8
Dentatus ARH (30, 32)	NA		X		X		X	
Dentatus ARA (31)	A		X	X	X		X	
Whip-Mix (257)	A	X	X		X			
SAM2 " " (197, 198)	A		X	X	X	X	X	
Panadent (135, 146)	A		X	X		X		
Artex TS (62, 63, 64, 65)	NA		X	X	X			
Artex AN (62, 63, 64, 65)	A		X	X	X	X		
Artex Reference (62, 63, 64, 65)	A		X		X	X	X	X
Protar II " (108, 229)	A		X	X	X	X		X
Denar Mark II (29, 71, 72, 70, 73)	A		X		X	X		
Denar D5A (71, 72, 70, 73)	A	X	X	X	X	X	X	X
Stuart " " (227)	A	X	X	X	X	X		X

Tabelle 1: Charakteristika einiger einstellbarer Artikulatoren

1. Anordnung der Führungsflächen: A = Arcon; NA = Non- Arcon
2. Interkondylarabstand einstellbar
3. Horizontale Kondylenbahnneigung einstellbar
4. Gewölbte Kondylenbahn
5. Bennet-Winkel einstellbar
6. Immediat Side Shift einstellbar
7. Inzisalbahnneigung einstellbar
8. Führung des Laterotrusionskondylus möglich

Die *Tabelle 1* (Seite 21) enthält eine Zusammenstellung der Herstellerangaben⁷ der einstellbaren Parameter einiger justierbarer Artikulatoren. Dies sind

- der Interkondylarabstand (IKA),
- die Horizontale Kondylenbahnneigung (HKN),
- die Krümmung der Kondylenbahnen (KBR),
- die Transversale Bewegung des Mediotrusionskondylus (Bennett-Bewegung)
 - der Bennett-Winkel (BW),
 - der Immediate Side Shift (ISS),
- die Bewegungen des Laterotrusionskondylus
 - die Lateroprotrusion (LP), Lateroretrusion (LR), Laterodetrusion (LD) und Laterosurtrusion (LS),
- die Inzisalbahnneigung (IBN).

Im folgenden werden für diese Parameter der statistische Mittelwert (X), die Varianzbreite in der Population, die Methoden der Bestimmung am Patienten, Einstellbarkeit am Artikulator und Einfluß auf die Bewegungen des Artikulators bzw. auf die Formgestaltung der Kauflächen der Zähne anhand von Literaturangaben erörtert.

Die *Tabellen 2 bis 8* (Seiten 23, 25, 27, 28, 29, 31, 32) enthalten die Meßergebnisse von Untersuchungen (3, 12, 38, 46, 48, 50, 75, 76, 80, 82, 85, 97, 118, 119, 120, 130, 146, 147, 148, 154, 171, 176, 179, 216, 221, 225, 237, 241, 243, 260) bezüglich der Varianz der Parameter in der Bevölkerung. Die *Tabellen 1* (Seite 21) und *10* (Seite 45/b) enthalten eine Zusammenfassung der Einstellbarkeit (Grundeinstellung, Intervall der Veränderbarkeit, technische Lösung des Problems) einiger gängiger Artikulatoren. Die *Tabelle 9* (Seite 41) gibt die funktionellen Größen (Breite, Länge und Höhe) dieser Artikulatoren an. Es konnten nur wenige Literaturangaben zu einer bestimmten Rangfolge der Parameter nach ihrer Bedeutung bzw. nach der Größe ihres Einflusses auf die Artikulatorenbewegungen bzw. auf die Kauflächenmorphologie gefunden werden (183, 224).

Die Meinungen über die Wichtigkeit der individuellen Einstellung von Artikulatoren sind sehr unterschiedlich. Die meisten Aussagen zum Thema beruhen hauptsächlich auf praktischen Erfahrungen oder sind rein theoretische Spekulationen. So zog z.B.

⁷Literaturhinweise:

Artex:	62, 64, 65
Denar:	29, 70, 71, 72, 73,
Dentatus:	30, 31, 32
Panadent:	135, 146
Protar:	108, 229
SAM:	197, 198
Stuart:	226
Whip-Mix:	257

Reichenbach (189) 1961 eine Bilanz der klassischen Artikulationslehre und kam zu der Aussage, daß „individuelle Artikulatoren ihre Daseinsberechtigung verloren haben“. Er empfahl die „Anwendung von einfachen Mittelwertartikulatoren. Vertreter der Gnathologischen Schule (5, 226, 227, 228, 239, 173) streben dagegen eine größtmöglich individuelle Einstellung des Artikulators an.

2.5.1. Interkondylarabstand (IKA)

Als erster bestimmte BONWILL (15) an mazerierten Unterkiefern einen durchschnittlichen Interkondylarabstand von 4 inch (Zoll) = 101,6 mm. Dies ist identisch mit einer Seite des nach ihm benannten gleichseitigen Dreieckes.

Die Bestimmung des Interkondylarabstandes anhand der Gesichtsbreite läßt nur eine grobe Schätzung des Interkondylarabstandes zu (238). Mit der Achsiographie kann ebenfalls nur die Gesichtsbreite und nicht der Interkondylarabstand gemessen werden (215, 218). Durch das Einstellen eines volljustierbaren Artikulators anhand der Pantographie (3, 154, 171, 238, 241) kann der Interkondylarabstand bzw. der Abstand der vertikalen Bewegungszentren bestimmt werden. Auch durch eine intraorale Aufzeichnung mit dem zentralen Stützstift läßt sich der Interkondylarabstand graphisch-geometrisch bestimmen (230). Anhand elektronischer Registrierdaten wurde der IKA mathematisch als Entfernung der vertikalen Rotationszentren der Lateralbewegung bestimmt (85, 143). Horizontale kernspintomographische Schnittbilder eignen sich ebenfalls für die Feststellung des realen Interkondylarabstandes (121).

Autor (mit Literaturstelle)	Jahr	Pat. -Zahl	X	Variationsbreite
Aull " " (3)	1965	50	112,1 mm	90 – 140 mm
Ott " " (171)	1982	226	110 mm	90 – 130
Hobo " " (85)	1984	50	110 mm	104 – 116
Taylor " " (238)	1985	8	117,5 mm	k.A.
Tradowsky (241)	1990	260	105 mm	90 – 130 mm
Mandilaris (154)	1992	45	113,2 mm	k.A.
Pröschel (183)	1995	60	102 mm	95 – 112 mm

Tabelle 2: Interkondylarabstand (Literaturangaben)

k.A. = keine Angaben; X = Mittelwert

Die *Tabelle 2* (Seite 23) gibt Mittelwerte und Variationsbreite des Interkondylarabstandes anhand klinisch-experimenteller Untersuchungen an. Es wurden Werte zwischen 90 mm und 140 mm angegeben (Mittelwert um 110 mm) (3, 85, 154, 171, 238, 241). Seine Größe soll bei Männern und Frauen unterschiedlich sein (241):

- Männer: 108 mm (90 mm - 130 mm),
- Frauen: 102 mm (90 mm - 122 mm)

Der Unterschied ist statistisch signifikant (241). KORDAß und MITARBEITER fanden dagegen, daß nur bei der Gesichtsbreite (Hauptpunkteabstand) ein "Unterschied zwischen den Meßwerten" von männlichen und weiblichen Probanden zu finden ist, bei dem Interkondylarabstand "dagegen nicht (121).

Der Interkondylarabstand ist lediglich bei den volljustierbaren Artikulatoren stufenlos einstellbar. Bei den meisten teiljustierbaren Artikulatoren ist er auf 110 mm festgelegt. Beim Whip-Mix-Artikulator läßt sich der IKA in drei Stufen einstellen:

- Position S (small) = 90 mm
- Position M (middle) = 110 mm
- Position L (large) = 130 mm (257).

Nach einigen Autoren (70, 72, 107) hat der IKA vorwiegend auf die antero-posteriore Richtung der Höckerbahnen in der Horizontalebene einen Einfluß .

Bedeutung und Notwendigkeit der Bestimmung und Einstellung des Interkondylarabstandes sind umstritten (9, 71, 72, 83, 146, 151). Einige Autoren fordern eine stufenlose Feineinstellung (9, 71, 72,), andere meinen, daß der Einfluß der IKA auf das Kauflächenrelief nur gering sei (83, 146). MACK (151) vertrat die Ansicht, daß Diskrepanzen zwischen dem patienteneigenen Interkondylarabstand und dem Abstand der Kondylarkugeln im Artikulator durch eine gezielte Veränderung des Bennettwinkels kompensiert werden könne.

2.5.2. Horizontale Kondylenbahnneigung (HKN)

Der Neigungswinkel der Kondylenbahn zur Horizontalebene kann

- intraoral durch sogenannte "Positionsregistrare" (Check-bite-Methode), (12, 13, 67, 130, 131, 177),
- extraoral durch graphische Aufzeichnung der Bewegungsbahnen (z. B. Pantographie oder am Unterkiefer befestigter Gesichtsbogen) (12, 24, 38, 46, 99, 215, 260),
- extraoral durch Turbinenfräsung in Plastikblöcke (132, 133, 148),
- mittels axialer Pantographie (135, 216, 218),
- mit elektronischen Registrierverfahren (17, 33, 47, 144, 156, 172, 173, 208),
- mittels geometrischer (38, 46) oder mathematischer Verfahren (46) bestimmt werden.

Bei einer graphischen Aufzeichnung der sagittalen Kondylenbahn kann ihre Neigung in Bezug auf die gewählte Gesichtshorizontale durch die Tangentenmethode (eine Tangentenlinie wird vom Ausgangspunkt zur Kondylenbahn angelegt) (223) oder durch die Sekantenmethode (eine Sekante wird zwischen dem Ausgangspunkt und einem Punkt entlang der Kondylenbahn in einem Abstand von 5 mm oder 10 mm vom Ausgangspunkt entfernt gezogen) (38) bestimmt werden. Beide Methoden ergeben deutlich unterschiedliche Ergebnisse (223), wobei die Winkelwerte der Tangentenmethode größer sind als die der Sekantenmethode (222, 223).

Autor (mit Literaturstelle)	Jahr	Pat.- Zahl	Ref.- Ebene	X	Variations- breite	Rechts	Links
Isaakson (97)	1959	36	F – H	35,64°	22 – 53 °	36,02°	35,11°
Kohno (119)	1971	10	O - P	39,7°	28 – 52°	k.A.	k.A.
Lundeen (148)	1973	50	F – H	40°	25 – 75°	k.A.	k.A.
Dieter (38)	1984	74	F – H	50,35°	28 – 69°	50,5°	50,2°
Kohno (120)	1987	35	O - P	38,2°	23,3 – 52,6°	k.A.	k.A.
Stern (225)	1988	10	F – H	38,05°	32 – 41°	37,9°	38,2°
El-Gheriani (46)	1989	10	CE	27,01°	11 – 47°	27,72°	26,43°
Pelletier (176)	1990	50	F – H	45,1°	k.A.	45,3°	44,9°
Zamacona (260)	1992	56	CE	36,18°	10 – 62°	35,75°	36,6°
Bernard (intraoral) (12)	1993	40	F – H	50,9°	34 – 70°	51,4°	50,4°
Bernard (extraoral) (12)	1993	40	F – H	49,4°	33 – 69°	49,7°	49,1°
Pröschel (183)	1995	60	S-O	53°	36 – 71°	k.A.	k.A.
Johnson (99)	1997	103	CE	31,75°	8 – 54°	31,5°	32°
Payne " " (173)	1997	55	?	42,70°	11,4 – 74,0°	42,8°	42,62°

Tabelle 3: Horizontale Kondylenbahnneigung (Literaturangaben)

Ref.-Ebene = Angewandte Referenzebene

F – H = Frankfurter Horizontale

O – P = Okklusale Ebene

CE = CAMPER'sche Ebene

S-O = Scharnierachs-Orbital- Ebene

X = Mittelwert

k.A. = keine Angaben

In der Literatur werden für die HKN Werte zwischen 10° und 75° angegeben (12, 38, 46, 97, 148) (Tabelle 3) (Seite 25). Die Winkelwerte werden zu den folgende Referenzebenen angegeben:

- Frankfurter Horizontale (FH) (12, 38, 97, 149, 176),
- CAMPER'sche Ebene (CE) (46, 260, 99),
- Achs-Orbital-Ebene (AO) (216),
- Okklusale Ebene (O - P) (119, 120).

Zwischen diesen Ebenen sind Unterschiede von bis zu 20° nachweisbar (206, 216). Die Meßwerte der Kondylenbahnneigung (zur FH-Ebene) streuten stark. Sogar die Mittelwerte unterschiedlicher Untersuchungen sind stark unterschiedlich (12, 97). Die Rechts-Links-Unterschiede können bei einem Probanden bis zu 22° betragen (97), der Durchschnitt der Meßwerte der rechten und linken Seite ist jedoch annähernd gleich (46, 97, 260). Zwischen den Daten von Männern und Frauen sowie von jungen und alten Probanden wurde kein nennenswerter Unterschied gefunden (97).

Die Neigung der Kondylenbahn zur Scharnierachse-Orbital-Ebene ist nach FREESMEYER in einer graphischen Registrierung steiler als bei einer

elektronischen Aufzeichnung. "Sie verläuft außerdem bei beiden Registriermethoden flacher als die Eminentia articularis." (52).

Nach einer Untersuchung von SCHWEIGREITER et al. (208) ist die Kondylenbahnneigung bei Totalprothesenträgern flacher als bei bezahnten Personen (48° bzw. 55° bei 4 mm Protrusion). Ihre Steilheit nimmt sogar mit der Zahl der Jahre, in denen eine Prothese getragen wurde, kontinuierlich ab.

Die HKN ist der einzige Parameter, den man bei allen untersuchten justierbaren Artikulatoren in weiten Bereichen stufenlos einstellen kann. Generell liegt die Einstellbarkeit zwischen 20° und 60° zur Horizontalen, bei einigen Artikulatoren (Artex, Protar) können aber auch negative Werte bis zu -20° bzw. -15° eingestellt werden. Die Grundeinstellungswerte einzelner Artikulatoren (der Wert, auf den die HKN vor ihrer individuellen Justierung eingestellt wird) weichen in Abhängigkeit von der angewandten Referenzebene voneinander ab.

Verschiedene Autoren vertreten die Ansicht, daß sich die Neigung der Kondylenbahn hauptsächlich auf Bewegungen der Mediotrusionsseite auswirkt (3, 9, 28). Eine steilere Gelenkbahn soll höhere Zahnhöcker und tiefere Fissuren ermöglichen bzw. erfordern (153, 181).

2.5.3. Die Krümmung der Kondylenbahnen (KBR)

Die Krümmung der Kondylenbahn kann u.a.

- anhand der notwendigen Einsätze eines volljustierbaren Artikulators nach pantographischer Aufzeichnung (3, 97, 171),
- mittels Turbinenfräsungen in Kunststoffblöcken (132, 133, 147, 148),
- mit Hilfe mechanischer (221) oder elektronischer Achsiographie (81, 82) bestimmt werden. Literaturangaben zu möglichen Kondylenbahnradien sind in *Tabelle 4* (Seite 27) zusammengefaßt.

Es werden Krümmungen mit Radien zwischen 4,8 mm und 20,3 mm (76, 81, 82) sowie Radienmittelwerte um 4 mm (76) angegeben. Nach LUNDEEN (146) konnten 80% der Aufzeichnungen einer Krümmung mit einem Radius von 3/4 inch⁸ (≈ 19 mm) zugeordnet werden.

Nach AULL (3) können Kondylenbahnen gelenkgesunder Probanden in erster Annäherung als Kreisbögen betrachtet werden (3). Im klinisch ungestörten stomatognathen System gelten nach MEYER und KUBEIN-MEESENBURG (157) gleichförmig und harmonisch verlaufende achsiographisch aufgezeichnete sagittale Gelenkbahnen als normal. Mittelwertige Krümmungsradien entsprechen häufig den von KUBEIN-MEESENBURG und NÄGERL berechneten Katenaten⁹ (126).

⁸ Einem Inch (abgekürzt "), deutsch Zoll, entsprechen 2,54 mm (94).

⁹ Katenate = mathematischer Begriff, bedeutet Kettenlinie (auch Katenoide). Ihre Gleichung lautet: $y = a * \cos(h) * x / a - a$ (124).

Autor (mit Literaturstelle)		Jahr	Pat.-Zahl	X	Variationsbreite
Isaakson	(97)	1959	36	7/8" = 19,3 mm	k.A.
Aull	(3)	1965	50	3/8" = 9,4 mm	k.A.
Lundeen	(146)	1979	163	3/4" = 19 mm	k.A.
Sperr	(221)	1981	105	16,8 mm	k.A.
Ott	(171)	1982	226	3/8" = 9,4 mm	k.A.
Helfgen	(82)	1991	34	8,2 mm	4,8 – 20,3 mm

Tabelle 4: Kondylenbahnradius (Literaturangaben)

Pat.- Zahl = Patientenzahl

k.A. = keine Angaben

X = Mittelwert

Die Krümmung der Kondylenbahn wird gewöhnlich durch den Radius des Kreises, der ihrer Wölbung entspricht oder der Krümmung der Bahn des Mittelpunktes der Kondylarkugel (152) in Millimeter oder Zoll (Inch) angegeben. Sie ist bei den mechanisch einstellbaren Artikulatur nicht stufenlos einstellbar. Bei einigen Artikulatoren stehen verschiedene Einsätze mit unterschiedlichen Krümmungsradien zur Verfügung. Bei den meisten Mittelwertartikulatur und bei einigen teiljustierbaren Artikulatoren gibt es nur eine gerade ungekrümmte Kondylenbahn.

Nach AULL (3), BELLANTI (9) sowie CURTIS und WACHTEL (28) hat die Wölbung der Kondylenbahn ähnlich wie die HKN hauptsächlich auf der Mediotrusionsseite einen Einfluß auf die Bewegungsbahn unterer Zahnhöcker. Es wird sowohl bei der Protrusion wie auch bei der Laterotrusion nur eine geringe Einflußgröße angegeben (0,2 bis 0.5 mm) (9, 28).

2.5.4. Bennett-Bewegung, Bennett-Winkel (BW) und Immediate Side Shift (ISS)

Die Bennettbewegung (nach N.G.BENNETT benannt) ist das seitliche, räumliche Versetzen des Unterkiefers während einer Lateralbewegung (52). Durch die Kombination der beiden Bewegungsarten (Lateralbewegung und Bennettbewegung) entsteht ein kompliziertes, räumlich-dreidimensionales Bewegungsmuster des Unterkiefers, welches sich in den Bewegungen beider Kiefergelenke manifestiert. Traditionsgemäß wird nur die Bewegung des Mediotrusionskondylus als Bennettbewegung beschrieben.

Sie kann entweder als ein Winkelwert (Bennett-Winkel) oder metrisch als sofortiger (initialer) Lateralversatz (ISS = Immediate Side Shift) auf der Mediotrusionsseite am Patienten gemessen bzw. am Artikulator eingestellt werden.

Der Bennett-Bewegung wird in der Literatur eine große Bedeutung beigemessen (3, 9, 181, 251). Sie hat vorwiegend einen Einfluß auf die Lage und Höhe der Höcker

und die Tiefe der Fissuren hauptsächlich auf der Mediotrusionsseite (9, 181). Eine große Bennett-Bewegung erfordert flache Molaren mit kurzen Höckern und seichten Fissuren (3, 9, 147, 251).

Literaturangaben über die Größe des Bennett-Winkels sind in *Tabelle 5* (Seite 28) zusammengestellt. Es werden Werte zwischen 0° und 45° genannt (48, 97, 130), mit Mittelwerten zwischen $12,5^\circ$ (243) und 23° (3, 130). Es wird nur über geringe Rechts-Links-Unterschiede berichtet (50, 243).

Autor (mit Literaturstelle)	Jahr	Pat.-Zahl	X	Variationsbreite
Gysi " " (75)	1929	18	15°	$5 - 25^\circ$
Isaakson (97)	1959	26	13°	$0 - 35^\circ$
Fischer (48)	1959	116	k.A.	$0 - 30^\circ$
Aull " " (3)	1965	50	23°	$5 - 35^\circ$
Lauritzen (130)	1974	50	23°	$0 - 45^\circ$
Freesmeyer (50)	1984	70	13°	k.A.
Utz " " (243)	1988	123	$12,5^\circ$	k.A.
Pröschel (183)	1995	60	7°	$-6 - 28^\circ$

Tabelle 5: Bennett-Winkel (Literaturangaben)

Pat.- Zahl = Patientenzahl
k.A. = keine Angaben
X = Mittelwert

Die genannten Winkelwerte wurden anhand extraoraler graphischer Aufzeichnungen (75), intraoraler Positionsregistrare ("Check-Bite" Methode) (1, 130, 131, 180), mit Hilfe der Pantographie (3, 50, 180) oder der Achsiographie (243) ermittelt. Die Genauigkeit der extraoralen Methode der graphischen Aufzeichnung soll der intraoralen "Check-Bite"- Methode überlegen sein (149).

Mit Ausnahme des Panadent-Artikulators (bei dem kein Bennett-Winkel, sondern nur eine ISS einstellbar ist) ist der Bennett-Winkel bei allen Gelenk- Artikulatoren stufenlos zwischen 0° und etwa 45° einstellbar. Als Grundeinstellung dienen entweder 15° oder 20° . Falscheinstellungen des Bennett-Winkels können einen maximalen Fehler von 0,5 mm, gemessen an der Kaufläche, verursachen (9).

In der *Tabelle 6* (Seite 29) sind Literaturangaben zur sofortigen Lateralverschiebung (ISS) zusammengestellt. Es werden Werte zwischen 0 mm und 3 mm (38, 118, 148, 179) mit Mittelwerten von 0,5 mm bis 1,08 mm angegeben (80, 148). Geringfügige Rechts-Links-Unterschiede sollen möglich sein (38). Lundeen et al. (147) ermittelten bei 80% der Probanden eine ISS von 1,5 mm oder weniger.

Autor (mit Literaturstelle)	Jahr	Pat.-Zahl	X	Variationsbreite	Rechts	Links
Preiskel (179)	1970	27	1,04 mm	0 – 2,4 mm	k.A.	k.A.
Lundeen (148)	1973	50	1,08 mm	0 – 3 mm	k.A.	k.A.
Koeck (118)	1976	56	0,9 mm	0 – 2,5 mm	k.A.	k.A.
Lundeen (147)	1978	163	0,75 mm	k.A.	k.A.	k.A.
Dieter (38)	1984	70	k.A.	0,2,5 mm	1,11 mm	1,25 mm
Heinrichs (80)	1988	15	0,5 mm	k.A.	k.A.	k.A.
Utz (243)	1988	123	k.A.	k.A.	0,9 mm	0,9 mm
Payne (173)	1997	55	0,44 mm	0 – 2,1 mm	0,43 mm	0,45 mm

Tabelle 6: Immediate Side Shift (Literaturangaben)

Pat. – Zahl = Patientenzahl

k.A. = keine Angaben

Die Größe des ISS ist von der Steilheit der Eckzahnführung abhängig. Je steiler die Führung, desto kleiner ist der ISS (66).

Es muß zwischen einem ungeführten und einem geführten ISS unterschieden werden. Für das letztere werden Werte angegeben, die etwa doppelt so groß sind wie die eines ungeführten ISS (243). ISS-Werte größer als 0,4 mm werden als pathologisch eingestuft (110).

Die Bestimmung des ISS kann mittels mechanisch-graphischer Methoden wie der Pantographie (73, 150), der mechanischen Achsiographie (50, 243) oder mit elektronischen Registrierverfahren (60, 111, 112, 144) erfolgen.

Der ISS ist am Artikulator entweder stufenlos geradlinig transversal einstellbar (Denar Mark II, Denar D5A), oder es sind Serien von austauschbaren, gewölbten Bennett- Einsätzen (SAM 2, Artex AN) bzw. komplett austauschbaren Analogboxen (Panadent) erhältlich. Die gewölbten ISS - Führungen der SAM- und Panadent-Artikulatoren erreichen ihre maximalen ISS bei etwa 3 mm sagittaler Kondylenbewegung (135, 197, 198,). Die Wiedergabe der Bennett-Bewegung in Form eines Immediate Side Shift ermöglicht eine genauere Simulation der Unterkieferbewegungen als die Einstellung eines Bennett-Winkels (78).

Ein ISS von 2 mm kann nach BELLANTI (9) einen Einfluß von bis zu 2,4 mm auf das Kauflächenrelief haben. Wird eine Unterkieferbewegung mit 2 mm ISS in einem Artikulatoren ohne ISS - Einstellmöglichkeit simuliert, sollen auf der Mediotrusionsseite Abweichungen bis zu 2,2 mm vorkommen können (251).

2.5.5. Bewegungen des Laterotrusionskondylus

Auf der Basis von pantographischen Aufzeichnungen wurden u.a. von AULL (3) und GUICHET (70, 71, 72, 73) Schlußfolgerungen über die möglichen räumlichen

Bewegungen des Laterotrusionskondylus erarbeitet. Folgende Bewegungen werden unterschieden:

- nach "außen" - vorne (Lateroprotrusion),
- nach "außen" - hinten (Lateroretrusion),
- nach außen - oben (Laterosurtrusion),
- nach außen - unten (Laterodetrusion).

Über das Ausmaß dieser Bewegungen (72) gibt es kaum klare Angaben. HOB0 (85, 92) und LePERA (137) vertreten die Ansicht, daß diese keine real existierenden Bewegungen sind, sondern diese nur einen Projektionsfehler des Registriersystems darstellen.

Die Einstellung dieser Bewegungen ist nur bei wenigen volljustierbaren Artikulatoren möglich. Durch einen Winkelwert wird meistens die Abweichung der Bahn des laterotrusionsseitigen Kondylenpunktes von der transversalen Richtung und von der Scharnierachse angegeben (70), entlang welcher der Kondylenpunkt bei seiner "nach außen gerichteten Bewegung auch nach vorn, hinten, oben oder nach unten geführt werden kann (Abb. 16) (Seite 49). Winkelwerte um 20° - 30° sind entweder in allen vier Richtungen (z.B. Denar D5A, Stuart) oder in einigen ausgewählten Richtungen (Protar II: Latero-protrusion und Lateroretrusion) einstellbar. Bei einigen Artikulatoren wurde eine automatische Führung des Laterotrusionskondylus in das Gelenkgehäuse eingefräst (z.B. Artex AN).

Nach SCHULTE et al. (204, 205) sollen die räumlichen Bewegungen des Laterotrusionskondylus vorwiegend einen Einfluß auf die Bewegungen der Laterotrusionsseite haben. Demnach hätten vertikale Bewegungen des Laterotrusionskondylus - Laterosurtrusion und Laterodetrusion - einen großen Einfluß auf die Bewegungen der Laterotrusionsseite und sollten deshalb bei der Artikulareinstellung berücksichtigt werden (204, 205).

2.5.6. Inzisalbahneigung (IBN)

Die Inzisalführung eines Artikulators kann mechanisch einstellbar oder aus Kaltpolymerisat individuell ausgeformt sein. Mit Hilfe eines individuell ausgeformten Inzisaltellers kann die Information einer vorhandenen Führungsfunktion der Frontzähne "gespeichert" und später reproduziert werden. Sind die Frontzähne schon verlorengegangen und fehlt deshalb die Information über die ursprüngliche Frontzahnführung, oder ist diese z.B. durch Abrasion ungünstig verändert, so kann ein mechanisch einstellbarer Inzisalteller bei dem Aufbau einer Front-Eckzahnführung Normwerte vorgeben.

Literaturangaben zur Größe der Inzisalbahneigung sind in der *Tabelle 7* (Seite 31) zusammengestellt. Es werden Werte zwischen $22,6^\circ$ (120) und 88° (216) genannt. Die angegebenen Mittelwerte schwanken zwischen $46,4^\circ$ (120) und 67° (38). Für die Neigung der Eckzahnführung werden Werte zwischen 43° (175, 176) und $48,7^\circ$ genannt (216).

Autor (mit Literaturstelle)	Jahr	Pat.-Zahl	X	Variationsbreite
Kohno (119)	1971	10	50,9°	24,5° - 60°
Dieter (38)	1984	74	67°	27° - 82°
Slavicek (216)	1984	285	57,5°	23° - 88°
Kohno (120)	1987	35	46,4°	22,6° - 67,7°
Pelletier (176)	1990	50	54°	k.A.

Tabelle 7: Inzisalbahnneigung (Literaturangaben)

Pat.- Zahl = Patientenzahl
k.A. = keine Angaben

Viele Artikulatoren besitzen lediglich flache bzw. gerade Inzisalteller, die kaum als Führungsfläche fungieren können. Sie dienen nur zur Abstützung des Inzisalstiftes und damit zur Sicherung der vertikalen Dimension. Manche Geräte haben einen leicht konischen Inzisalteller oder haben Sätze von Inzisaltellern mit verschiedenen Neigungswinkeln, was eine gewisse Einstellbarkeit bedeuten kann und die Adaptation des Artikulators für verschiedene Aufgaben ermöglicht.

Einige Geräte haben einen um die transversale Achse verstellbaren Inzisalteller (z.B. Dentatus), oder einstellbare Seitenflügel zur Führung der Lateralbewegung (Eckzahnführung) (z.B. SAM, Denar, Dentatus, Artex Reference). Mitunter sind auch die Führung der Protrusion und der Laterotrusion getrennt einstellbar (z.B. SAM, Artex-Reference).

Der Einfluß der Inzisalführung auf die Unterkiefer- und Artikulatorbewegungen ist zwar allgemein anerkannt, dennoch konnten keine Literaturangaben zur Größenordnung dieses Einflusses gefunden werden.

2.5.7. Kurvatur der Inzisalführung (IR)

Die palatinale Führungsfläche der natürlichen oberen Frontzähne ist in ihrem nichtabradierten Originalzustand konkav. In erster Annäherung kann die Kurvatur der Palatinalfläche oberer Frontzähne durch Kreise mit verschiedenen Radien angegeben werden (81, 82). Diese Wölbung wurde von HELFGEN et al. (82) mittels Kreisschablonen unterschiedlicher Radien und von LUCKENBACH und FREESMEYER mit elektronischen Registriersystemen gemessen (144). KUBEIN-MEESBURG vertritt die Meinung, daß die Wölbung der Palatinalfläche der Inzisivi der Wölbung von Katenaten entspricht und genetisch mit der sagittalen Wölbung des palatinalen Höckers oberer Prämolaren verknüpft sei (124, 125, 127). REIBER und WAGNER (188) konnten diese Hypothese nicht bestätigen.

Autor (mit Literaturstelle)	Jahr	Pat.-Zahl	X	Variationsbreite
Haage (76)	1982	95	4,13 mm	k.A.
Helfgen (82)	1991	34	5,8 mm	3 – 20,6 mm

Tabelle 8: Inzisalbahnradius (Literaturangaben)

Pat.- Zahl = Patientenzahl

k.A. = keine Angaben

Die *Tabelle 8* (Seite 32) faßt die in der Literatur angegebenen Daten der Krümmungsradien der Palatinalfläche oberer mittlerer Inzisivi zusammen. Es werden Radien zwischen 3 mm und 20,6 mm angegeben (76, 82). Als Mittelwerte werden 4,13 mm bzw. 5,8 mm genannt (76, 82). Für die Palatinalfläche oberer Eckzähne sind Krümmungsradien zwischen 1,9 mm und 27 mm mit einem Mittelwert von 10,3 mm angegeben worden (82).

Die meisten einstellbaren Inzisalteller (z.B. SAM, Panadent, Dentatus) sind flach, sie haben nicht die natürliche Wölbung der Palatinalfläche oberer Frontzähne. Die wenigen gewölbt dargestellten Inzisalteller (z.B. Artex) haben eine maximale Neigung von etwa 20° zur Horizontalen. Lediglich die aus Kaltpolymerisat individuell geformten Inzisalteller können die natürliche Form der Frontzahnführung in vollem Umfang wiedergeben. Als annehmbaren Kompromiß empfiehlt SCHÄFFER (199) zwei unterschiedliche Neigungs-Einstellungen des Inzisaltellers: eine steile für die inzisale Hälfte und eine flachere für die cervicale Hälfte der palatinalen Konkavität von Frontzähnen.

2.5. Mathematisch- geometrische Methoden zur Untersuchung, Analyse und Simulation der Unterkiefer- und Artikulatorenbewegungen und zur Untersuchung des Einflusses der individuellen Parameter auf diese Bewegungen

Die Bewegungen des Unterkiefers (75, 79, 87, 88, 90, 91, 92, 104, 105, 109, 145, 153, 216, 217, 220, 233, 235, 236, 237, 249) und daraus abgeleitet die Bewegungen der Artikulatoren (11, 36, 37, 49, 75, 161, 163, 171, 203, 204, 205, 234, 250, 253, 254, 255, 256, 259) oder ihrer Zusatzgeräte, wie z.B. die von Pantographen (106), wurden häufig mittels mathematisch- geometrischer Verfahren untersucht.

Die Darstellung komplizierter räumlicher Unterkiefer- bzw. Artikulatorbewegungen konnte zunächst nur durch Vereinfachungen der Fragestellung gelöst werden. So wurden einfache Grundbewegungen wie z.B. die Rotation um die Scharnierachse (105, 203, 220, 259), die Protrusion (11, 36, 37, 75, 92, 104, 106, 109, 145, 153, 163, 171, 216, 235, 249, 252, 253, 254, 255, 256), die Laterotrusion (11, 75, 106, 203, 204, 205, 217, 220, 236, 250, 252, 253, 254, 255, 256), Protrusion und Laterotrusion (11, 75, 83, 106, 161, 171, 197, 198, 249, 250, 252, 253, 254, 255, 256) oder die Retrusion (105) mathematisch formuliert.

Ferner wurden Bewegungen entlang ebener Führungsflächen in einer einfachen zweidimensionalen Darstellung in ausgewählten Raumebenen dargestellt (11, 36, 37, 75, 90, 91, 92, 104, 105, 109, 163, 235, 236, 249, 250, 256, 259). Eine zweidimensionale Darstellung entlang gewölbter Führungsflächen gab es für Unterkieferbewegungen (153, 216) sowie für die Bewegungen von Artikulatoren (171). Eine dreidimensionale Darstellung wurde nur für die geradlinigen Bewegungen durchgeführt (75, 83, 92, 106, 203, 217, 220). Die Darstellung von dreidimensionalen Unterkieferbewegungen entlang gewölbter Führungsflächen fehlt bislang völlig, denn eine realistische Darstellung dreidimensionaler Bewegungen in ihrer vollen Komplexität erfordert komplexe mathematische Verfahren wie z.B. dreidimensionale mathematische Derivationen (106) bzw. die Anwendung eines Computers (191, 192, 233, 234).

Eine ausführliche geometrische Darstellung der Bewegungskapazität von Artikulatoren findet sich bereits bei GYSI (75). Mit Hilfe zweidimensionaler geometrischer Konstruktionen bzw. dreidimensionaler Demonstrationsmodelle versuchte er alle Bewegungsarten des Unterkiefers darzustellen (75). Mittels sägeblattähnlicher, aus Blech ausgeschnittener "Haifischzähne" generierte er in einem Artikulator Urformen für die Kauflächen künstlicher Zähne (Anatoformzähne) und bewies damit die engen Zusammenhänge zwischen Unterkieferbewegungen und Kauflächenrelief (75). Er gilt als einer der Begründer des geometrisch-mathematischen Denkens in der Zahnheilkunde.

Die Methoden der darstellenden Geometrie, d.h. die Projektion räumlicher Objekte und Abläufe in eine Ebene, wurden später auch von anderen Autoren zur Untersuchung und Darstellung der Unterkiefer- bzw. Artikulatorenbewegungen angewandt (11, 37, 109, 235, 236, 253).

1950 führte BERGSTRÖM (11) Untersuchungen und Berechnungen zur Darstellung der Arcon- Condylar (Non-Arcon -) - Unterschiede mit Hilfe der analytischen Geometrie¹⁰ durch. Die damaligen mathematischen und technischen Möglichkeiten ließen die Lösung komplizierterer Gleichungssysteme noch nicht zu (11). Dennoch verdanken wir BERGSTRÖM eine einfache zweidimensionale geometrische Darstellung der Unterschiede zwischen den Bewegungen des Unterkiefers (bzw. eines Arcon-Artikulators) und eines Non-Arcon (Condylar)-Artikulators mit geraden Führungsflächen. Er erarbeitete eine Methode zur Darstellung der Größe des möglichen Fehlers in den Bewegungen eines Molarenpunktes in einem Condylar (Non-Arcon-) - Artikulator für eine Protrusionsbewegung entlang gerader Führungsflächen in der Sagittalebene. BERGSTRÖM berichtete auch über die Zusammenhänge zwischen der horizontalen Kondylenbahnneigung (HKN) und dem Bennett-Winkel (BW) (11). Er bemerkte, daß sich bei Condylar (Non-Arcon-) - Artikulatoren die effektive Größe des Bennett-Winkels in Abhängigkeit von der Kondylenbahnneigung ändert und gab auch die Gleichung der notwendigen Korrektur an.

Eine umfassende Darstellung der geometrischen Untersuchungen vor 1953 finden wir bei DERKSEN (34).

Mit Hilfe der analytischen Geometrie konstruierten 1958 DERKSEN und VAN HAERINGEN (35, 37) typische Rollkurven für die vier möglichen Artikulatorengruppen nach einer Einteilung anhand der Anordnung der Führungsflächen. Sie konnten damit beweisen, daß den unterschiedlichen Artikulatorentypen unterschiedliche Bewegungen zuzuordnen sind. DERKSEN und KORENHOF (36) zeichneten die Rollkurven der Protrusionsbewegung der vier Artikulortypen mit Hilfe eines Ellipsographen auf. VILLA (249, 250) konstruierte, ebenfalls mit einem Ellipsographen die Rollkurven der protrusiven und der laterotrusiven Bewegungen des Unterkiefers bzw. eines Artikulators. BAKKER hatte schon 1936 den elliptischen Charakter der Protrusionsbewegung bei Arcon-Artikulatoren analytisch-geometrisch nachweisen können (4).

Der elliptische Charakter der Protrusionsbewegung des Unterkiefers wurde analytisch-geometrisch mittels mathematischer Gleichungen formuliert (109, 235). Dadurch konnten Rückschlüsse auf Gesetzmäßigkeiten zwischen den Führungsflächen und den Bewegungsbahnen der Zähne gezogen werden (235). Ellipsen verschiedener Höckerspitzen stellten sich in ihrer Wölbung, Länge und Neigung unterschiedlich dar. Diese Gleichungen galten nur für eine zweidimensionale Darstellung und für gerade Führungsflächen. Mit einer ähnlichen geometrischen Methode konnte bewiesen werden, daß die beiden vorderen Bögen in Gysis rhomboiden Zeichnungen der Lateralbewegungen in der Horizontalebene keine Kreisbögen, sondern Teile von Ellipsen sind (236).

1964 beschrieb HJORTSJÖ (84) mathematisch die Grundbewegungsarten des Unterkiefers . Er benannte drei Translationen (Verschiebungen) und drei Rotationen (Drehbewegungen) jeweils entlang der bzw. um die drei Hauptachsen des Körpers

¹⁰ Analytische Geometrie: Teilgebiet der Mathematik, in dem man sich mit der zahlenmäßigen Beschreibung von Eigenschaften geometrischer Figuren beschäftigt. Mit Hilfe eines Koordinatensystems ordnet man jedem Punkt ein Zahlenpaar (ebene analytische Geometrie) oder ein Zahlentripel (räumliche Analytische Geometrie) zu (200).

(vertikal, sagittal und transversal). Er wies auf die sechs möglichen Freiheitsgrade der räumlichen Bewegungen des Unterkiefers hin. Er war der erste, der die mathematische Fachsprache, die korrekten mathematischen Ausdrücke (Termini technici), die für die mathematische Beschreibung komplexer räumlicher Bewegungen notwendig sind, in die zahnmedizinische Literatur einführte. Dadurch ermöglichte er Zahnarzt und Mathematiker, sich miteinander zu verständigen.

MORITA et al. (163) überprüften geometrisch die Validität eines getrennt für Arcon- und Non-Arcon-Artikulatoren erstellten zweidimensionalen mathematischen Modells der Protrusionsbewegung. Sie konnten mit Hilfe von Bewegungsaufzeichnungen in je einem Arcon- und einem Non-Arcon-Artikulator seine Gültigkeit nachweisen. Mittels ähnlicher mathematischer Modelle wurden auch die Auswirkungen einer fehlerhaften Achsenlokalisation bzw. Achsenübertragung (203, 204, 205, 220) sowie der Einfluß der Bewegungen des Laterotrusions- und des Mediotrusionskondylus auf die Okklusalfäche der Zähne untersucht (128, 193, 194, 195, 203, 220).

HOBO und TAKAYAMA (90, 92, 237) untersuchten die Kinematik der Bewegungen des Unterkiefers mit Hilfe einer dreidimensionalen analytisch-geometrischen Methode, die auf dem EULER'schen Drehwinkel¹¹ basierte. Sie verwendeten ein dreidimensionales kartesisches Koordinatensystem mit unterschiedlichen Mittelpunkten für die Berechnung der Protrusion (Mittelpunkt der Scharnierachse) sowie der Laterotrusion (Kondylenmitte auf der Laterotrusionsseite) und formulierten die Gleichungen einer Protrusion und einer Laterotrusion bei geraden Führungsflächen. Die errechnete Genauigkeit des mathematischen Verfahrens lag in der Größenordnung von 0,033 mm bzw. 0,8° (237).

Mit ähnlichen Methoden der analytischen Geometrie erarbeitete KATONA (104) 1991 ein zweidimensionales mathematisches Modell der mandibulären Protrusion bei geraden Führungsflächen. Dieses ermöglichte die Berechnung der Größe der Drehbewegung (Winkel T), die der Unterkiefer bei unterschiedlicher Neigung der kondylären und inzisalen Führungsflächen erfährt. Er erstellte 1992 ein zweidimensionales mathematisches Modell für das okklusale Einschleifen in retraler Kontaktposition und 1993 ein dreidimensionales mathematisches Modell für den Stuart-Pantographen (105, 106). Bei letzterem Modell wurden die Bewegungen des Unterkiefers als Rotationen um die drei Koordinatenachsen und Translationen entlang der Koordinatenachsen definiert und durch Vektor-Transformationen dreidimensional errechnet. Auch KATONA ist die dreidimensionale mathematische Darstellung der komplizierten räumlichen Bewegungen nur durch Vereinfachungen in der Fragestellung gelungen. Er bemerkte, daß andere Bewegungen als eine einfache Rotation um die Scharnierachse oder eine einfache Protrusion, komplexe dreidimensionale mathematische Derivationen erfordern (106).

Ein anderes Vorgehen wählte SLAVICEK (216) für seine mathematischen Untersuchungen der natürlichen Unterkieferbewegungen. Er entnahm die Information der Gelenkbahnen aus axiographischen Aufzeichnungen und die Information der Inzisalführung aus Sagittalschnitten von Silikonabdrücken der Frontzähne. Er berechnete zweidimensional die Protrusionsbewegung eines Molarenpunktes sowie die Protrusionsbewegung der Inzisalstiftspitze, beide Punkte

¹¹ Der EULER'sche Drehwinkel beschreibt die Drehungen um die x-, y-, und z- Achsen, die notwendig sind, um zwei rechtwinklige Koordinatensysteme gleichen Ursprunges zur Deckung zu bringen (57).

geführt von den Kondylenpunkten und dem Schneidezahnpunkt, die ihrerseits entlang der vorgegebenen Führungsflächen bewegt wurden. Mit dieser Methode konnte er zwar nur zweidimensional, aber mit "gewölbten" Führungsflächen arbeiten.

Ab Mitte der siebziger Jahre wurden Computer zur Erstellung und Berechnung komplexer zwei- und dreidimensionaler mathematischer Modelle für die Simulation natürlicher (Unterkiefer-) sowie künstlicher (Artikulatoren-) Bewegungen (83, 87, 88, 92, 104, 105, 106, 163, 171, 183, 191, 192, 203, 204, 205, 216, 220, 237) eingesetzt. Dieses Hilfsmittel ermöglicht die schnelle Durchführung umfangreicher und komplexer Berechnungen. Durch ein computerunterstütztes mathematisches Verfahren konnte aus den Daten registrierter Kondylenbewegungen und der notwendigen Disklusion die erforderliche Inzisalführung errechnet werden (90, 92, 145). Mit Hilfe des Computers konnten bewegliche Bildsequenzen einer zweidimensionalen Protrusion entlang vorberechneter gerader und gewölbter Führungsflächen mathematisch simuliert und dargestellt werden (233), eine zweidimensionale Darstellung der Unterschiede der Protrusionsbewegung unterschiedlicher Artikulatoren-Typen gegeben (234) und typische Rollkurven der Protrusionsbewegung aufgezeichnet werden (234).

Die von elektronischen Registrierverfahren gelieferten Meßdaten werden u.a. auch zur Ansteuerung von Roboterartikulatoren und dadurch zur Untersuchung natürlicher Kaubewegungen verwendet (41, 43, 44). Damit künftig alle Wiedergabesysteme (z.B. Roboterartikulatoren) die Informationen aller Registriersysteme direkt verwerten können, stellten EDINGER und KLETT (44) einen Vorschlag zur Datennormierung bei der Anwendung verschiedener Registrier- und Wiedergabesysteme vor. Diese sollen auch den Rahmen aller zukünftigen Bewegungsuntersuchungen bilden:

- eine digitale Datenangabe,
- 1/100 mm als Einheit der Streckenmessungen,
- die Erfassung von mindestens drei verschiedenen Punkten des Unterkiefers (zwei Kondylenpunkte, ein Inzisalpunkt),
- ein einheitliches dreidimensionales Koordinatensystem für alle drei Hauptpunkte mit dem Mittelpunkt auf der Scharnierachse (im Mittelpunkt einer der Kondylarkugeln oder in der Mitte der Scharnierachse) und mit der positiven Richtung entsprechend der vorherrschenden Bewegungsrichtung:
 - X-Koordinate transversal, positiv nach medial,
 - Y-Koordinate sagittal, positiv nach ventral und
 - Z-Koordinate vertikal, positiv nach kaudal
- und Erfassen aller 6 Freiheitsgrade der Bewegungen des Unterkiefers.

Die Rolle der Einstellparameter bei der Bestimmung der Unterkiefer- bzw. Artikulatorbewegungen und dadurch des Kauflächenreliefs wurde u.a. mit Hilfe empirischer Beobachtungen (77, 107), mittels mechanischer Hilfsmittel wie z.B. der sogenannte "Höckerschreiber" (209, 210), durch Aufzeichnung der Bewegungen direkt im Artikulator (3, 9, 28, 147, 181, 251), mittels mathematischer Modelle (83, 153, 204, 205, 253) und mit Hilfe mathematischer Verfahren kombiniert mit einer Computersimulation (191, 192, 233) untersucht.

Der sogenannte "Höcker-Schreiber" (cusp-writer) ist ein zweidimensionales geometrisches Modell des stomatognathen Systems, mit welchem der Einfluß verschiedener Einstellungen der Gelenk- und Inzisalführung auf die Höckerbahnen untersucht und demonstriert werden konnte (209, 210). ROEDEMA et al. (191, 192) präsentierten 1978 eine elektronische Variante des "Höcker-Schreibers", ein Computerprogramm zur zweidimensionalen Darstellung des Effektes unterschiedlicher Parametereinstellungen auf die Bahn okklusaler Punkte in den drei Hauptebenen des Raumes.

Eine zwar nur zweidimensionale Darstellung, aber eine direkte räumliche Beobachtung des Effektes unterschiedlicher Parametereinstellungen auf die Kaufläche ermöglicht die Montage von Schreibflächen und Schreibspitzen direkt im Artikulator in der Gegend der Kaufläche. Mit dieser Methode wurde die Auswirkung von Parametereinstellungen in allen drei Raumebenen graphisch untersucht (3, 9, 28, 147, 181, 251). Die Aufzeichnungen wurden entweder in der Originalform (3) oder photographisch vergrößert (9, 28, 147, 181, 251) ausgewertet.

Die Ablesegenauigkeit der Methode der graphischen Aufzeichnung beträgt nach BELLANTI (9) maximal 0,1 mm, nach McCOY et al. (155) liegen sie zwischen 0,14 und 0,36 mm. Nach KLETT und LÜCKERATH (113), LePERA (137) sowie OHLROGGE (169) ist darauf zu achten, daß die ebene Projektion räumlicher Bewegungsabläufe stets mit nachteiligen Projektionsphänomenen verbunden ist, die die Genauigkeit der Methode stark herabsetzen. Demnach können die Bewegungsaufzeichnungen im Artikulator nur die grobe Richtung, aber nie das genaue Maß des Einflusses von Parametereinstellungen vermitteln.

Durch eine mathematische Berechnung der Bewegungen punktförmiger Objekte lassen sich diese nachteiligen Effekte der Projektionsfehler umgehen (83, 153, 204, 205). TAKAYAMA und HOBBO (237) konnten mittels eines mathematischen Verfahrens zur Untersuchung von Unterkieferbewegungen eine Genauigkeit von ca. 0,033 mm erreichen.

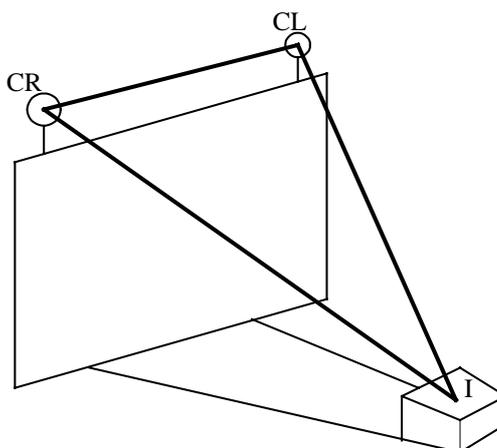
3.0. MATERIAL UND METHODE

3.1. Entwicklung eines mathematischen Modells¹²

Es wurde davon ausgegangen, daß das erforderliche Modell eine dreidimensionale Berechnung und Darstellung der Bewegungen aller vier Artikulatoren-Typen gemäß der Einteilung von DERKSEN und VAN HAERINGEN (37) bei Verwendung beliebiger, auch gewölbter Führungsflächen ermöglicht.

Die Bewegungen von Gelenkartikulatoren mit mechanisch einstellbaren Führungsflächen und Kondylarkugeln als geführter Gelenkteil waren mathematisch zu erfassen. Die Funktionsweise dieser Geräte ermöglicht eine exakte mathematische Beschreibung, weil

- a) drei charakteristische Punkte eines starren Körpers (z.B. des beweglichen Teiles des Artikulators) eindeutig seine Lage im Raum definieren, sofern sie nicht auf einer Geraden liegen und
- b) Ober- und Unterteil eines Artikulators sich in drei Punkten berühren (in zwei Kondylenpunkten und einem Inzisalpunkt) (Abb. 4) (Seite 38),



“ “

Abb. 4: Die drei charakteristischen Punkte eines Artikulators:

CR = rechter Kondylenpunkt = Mitte der Kondylarkugel
 CL = linker Kondylenpunkt = Mitte der Kondylarkugel
 I = Inzisalpunkt = Berührungspunkt der Inzisalstiftspitze mit dem Inzisaltisch

¹² Für die Beratung und Mitwirkung bei der Entwicklung und Überprüfung des mathematischen Modells sowie für die Hilfe bei der Erstellung des Computerprogrammes wird Herrn György Reményi, Programmier-Mathematiker gedankt.

- c) diese Punkte auf definierten und berechenbaren Führungsflächen liegen, die den beiden Kiefergelenken und den Palatinalflächen der Frontzähne entsprechen,
- d) die Anordnung der Führungspunkte bzw. ihre Abstände zueinander vorgegeben oder zu berechnen sind,
- e) durch Verschiebungen dieser Punkte auf ihren Führungsflächen man die neue Lage vom Oberteil und Unterteil zueinander erhält,
- f) sich dementsprechend auch die Bewegungen eines vierten, zu den drei Führungspunkten gekoppelten Punktes errechnen lassen,

Das verwendete mathematische Modell wurde folgendermaßen erstellt:

3.1.1. Das Koordinatensystem

Zunächst wurde ein dreidimensionales kartesisches Koordinatensystem, verbunden mit dem immobilen Artikulorteil (bei Typ-I- und Typ-IV-Artikulatoren mit dem Oberteil, bei Typ-II- und Typ-III-Artikulatoren mit dem Unterteil des Artikulators) festgelegt (Abb. 5, 6) (Seiten 39, 40). In Anlehnung an die Empfehlungen von EDINGER und KLETT (44) wurde folgende Anordnung gewählt:

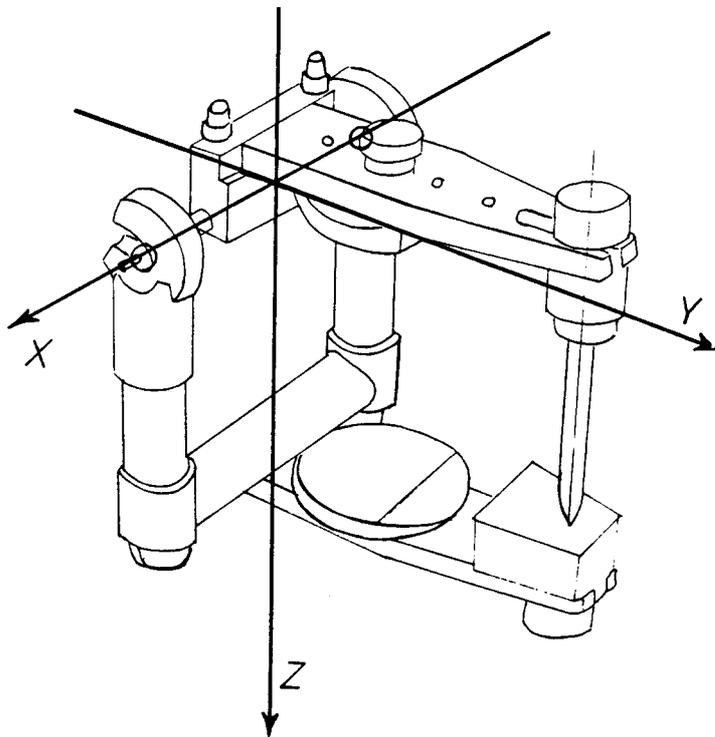


Abb. 5: Das angewandte Koordinatensystem - projiziert in einen Artikulator: Die X-Achse entspricht der Artikulatorachse und zeigt nach rechts. Die Y-Achse verläuft parallel mit den beiden Modellträgern in sagittaler Richtung nach anterior (ventral). Die vertikale Z-Achse ist parallel mit den dorsalen Artikulatorsäulen und dem Inzisalstift und nach unten (kaudal) ausgerichtet. Das Zentrum des Koordinatensystems wurde in die Mitte der Artikulatorachse gelegt.

- Mittelpunkt des Koordinatensystems (Origo - O) = Mitte der Scharnierachse.
- X - Koordinate horizontal - transversal entlang der Scharnierachse; Positiv nach rechts.
- Y - Koordinate horizontal - sagittal, senkrecht zur X – Achse; Positiv nach ventral.
- Z - Koordinate vertikal, senkrecht zu beiden anderen Achsen; Positiv nach kaudal¹³.

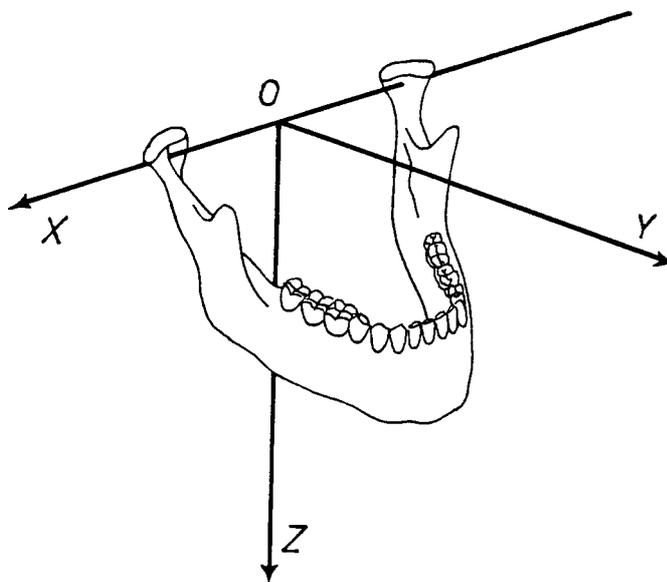


Abb. 6: Die Lage des angewandten Koordinatensystems bezogen auf den Unterkiefer. Die X-Achse entspricht der Scharnierachse.

Diese Anordnung entspricht den Hauptbewegungsrichtungen des Unterkiefers, also auch den Richtungen der primären Bewegungen des Unterteils eines Artikulators (44) und erleichtert so die Orientierung im Raum.

3.1.2. Die Maße des simulierten Software-Artikulators

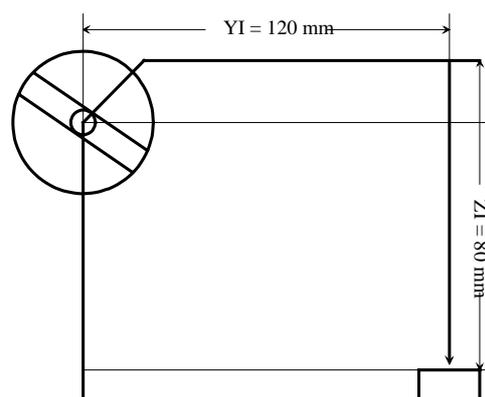
Die räumliche Anordnung der beiden Kondylenpunkte und des Inzisalpunktes zueinander ergibt gleichzeitig die drei wichtigsten funktionellen Größen eines Artikulators (*Tab. 9*) (Seite 41).

¹³ Bei allen folgenden Koordinatenangaben bezieht sich die erste Zahl auf die X - Koordinate, die zweite Zahl auf die Y - Koordinate und die dritte Zahl auf die Z - Koordinate.

- a) **Funktionelle Baulänge** des Artikulators (AL) = horizontale Entfernung der Interkondylarachse vom Berührungspunkt des Inzisalstiftes mit dem Inzisalteller (Abb. 7) (Seite 41).
- b) **Funktionelle Bauhöhe** des Artikulators (AH) = vertikale Differenz der Interkondylarachse vom Berührungspunkt des Inzisalstiftes mit dem Inzisalteller (Abb. 7) (Seite 41).
- c) **Funktionelle Breite** des Artikulators = transversale Entfernung der beiden horizontalen Bewegungszentren (Mittelpunkte der Kondylarkugeln) = Interkondylarabstand (IKA) (Abstand CR - CL in Abb. 8) (Seite 42).

Artikulator (mit Literaturstelle)	Länge (AL)	Höhe (AH)	Breite (IKA)
Dentatus ARH (30, 32)	120 mm	80 mm	110 mm
Dentatus ARA (31)	120 mm	80 mm	110 mm
Whip-Mix (257)	120 mm	80 mm	90 – 110 – 130 mm
SAM2 " " (197, 198)	125 mm	0	110 mm
Panadent (135, 149)	120 mm	80 mm	110 mm
Artex TS (62)	125 mm	90 mm	110 mm
Artex AN (62)	125 mm	90 mm	110 mm
Artex Reference (62)	125 mm	0	110 mm
Denar Mark II (29, 71, 72)	125 mm	86 mm	110 mm
Stuart " " (226)	150 mm	85 mm	76 – 110 – 150 mm

Tabelle 9: Grundmaße einiger einstellbarer Artikulatoren



“ “

Abb. 7: Die funktionellen Maße eines Artikulators

YI = funktionelle Baulänge = horizontaler Abstand zwischen den Kondylenpunkten und dem Inzisalpunkt.

ZI = funktionelle Bauhöhe = vertikaler Abstand zwischen den Kondylenpunkten und dem Inzisalpunkt.

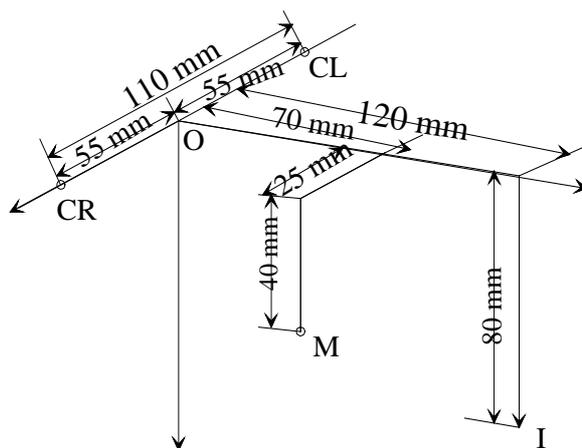


Abb. 8: Die wichtigsten Abmessungen des mathematisch modellierten Standardartikulators: Breite, Länge, Höhe sowie die durchschnittliche Lage eines Molarenpunktes.

(O = Origo = Mittelpunkt des Koordinatensystems; CR = rechter Kondylenpunkt; CL = linker Kondylenpunkt; I = Inzisalpunkt; M = Molarenpunkt)

Die Scharnierachse des Artikulators wird in der X - Achse des Koordinatensystems festgelegt, die beiden Kondylenpunkte (CR und CL in *Abb. 8*) (Seite 42) werden auf der Scharnierachse mit den folgenden Koordinaten definiert:

- +55 mm, 0 mm, 0 mm für den rechten Kondylenpunkt und
- 55 mm, 0 mm, 0 mm für den linken Kondylenpunkt (*Abb. 8*) (Seite 42).

Dies ergibt dem BONWILL'schen Dreieck entsprechend einen Interkondylarabstand von 110 mm, wie das bei den meisten Artikulatoren mit festem Interkondylarabstand der Fall ist.

Die Lage des Inzisalpunktes I wird mit den Koordinaten 0 mm, 120 mm, 80 mm festgelegt.

Diese Maße entsprechen den durchschnittlichen Abmessungen gebräuchlicher Artikulatoren (*Tab. 9*) (Seite 41). Damit wurde eine Art Standardartikulator mit den Hauptmaßen

- Interkondylarabstand = 110 mm,
- antero-posteriore Länge = 120 mm,
- vertikale Höhe = 80 mm determiniert.

Jedoch sind im mathematischen Modell die Dimensionen dieser drei Hauptmaße des Standardartikulators frei veränderbar. Dadurch wird die Untersuchung des Einflusses dieser Maße auf die Bewegungen des Artikulators ermöglicht. Für die Untersuchung typenspezifischer Unterschiede wurden bei allen 4 Artikulatoren-Typen die Dimensionen 110 mm, 120 mm und 80 mm beibehalten.

Ein sogenannter Molarenpunkt M wurde in Höhe der Okklusionsebene definiert. Seine Koordinaten sind frei wähl- und veränderbar. Er kann durch Fixierung zum Oberteil wie auch zum Unterteil des Artikulators praktisch jeden okklusalen Punkt repräsentieren (Abb. 9, 10) (Seite 43).

Die mittlere Lage des Punktes M wurde mit den Ausgangskordinaten
 - X = 25 mm, Y = 70 mm, Z = 40 mm definiert.

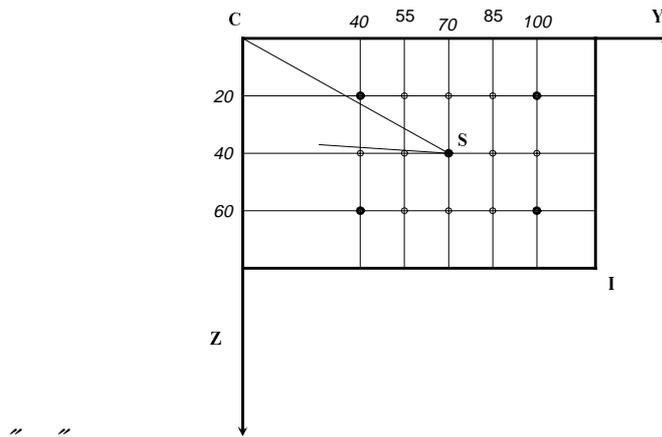


Abb. 9: Y- und Z-Koordinaten von untersuchten Molarenpunkten, dargestellt in der Seitenansicht (Y-Z- Ebene). Entfernungsangaben in Millimeter. (C = Kondylenpunkt; I = Inzisalpunkt; S = Schneidezahnpunkt)

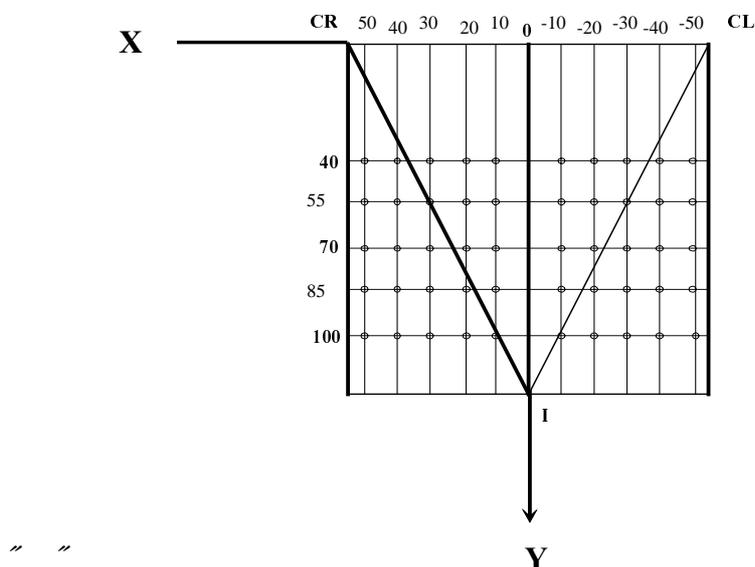


Abb. 10. X- und Y-Koordinaten von untersuchten Molarenpunkten, dargestellt in der Aufsicht (X - Y-Ebene). Entfernungsangaben in Millimeter. (CR = rechter Kondylenpunkt; CL = linker Kondylenpunkt; I = Inzisalpunkt; O = Origo).

Für die Beurteilung des Einflusses der Lage verschiedener okklusaler Punkte werden M-Punkte mit folgenden Koordinaten untersucht (*Abb. 9, 10*) (Seite 43):

In X- Richtung: +50, +40, +30, +20, +10, -10, -20, -30, -40, -50 mm,
 In Y- Richtung: +40, +55, +70, +85, +100 mm,
 In Z- Richtung: 0, +20, +40, +60, +80 mm.

3.1.3. Mathematische Konstruktion der Führungsflächen

3.1.3.1. Berechnung der Bewegungsbahnen

Dieses mathematische Bewegungsmodell ermöglicht die Simulation der Bewegungen aller vier Artikulorentypen entsprechend der Einteilung von DERKSEN und VAN HAERINGEN (37). Die Typen IV und II stehen stellvertretend für typische Arcon- und Non-Arcon-Artikulatoren. Jeder Artikulortyp hat ein typisches Bewegungsmuster, das durch die vier Varianten der Anordnung der kondylären und inzisalen Führungsflächen (*Abb. 1*) (Seite 10) bedingt ist. Durch die Simulation dieser spezifischen Bewegungsmuster wird ein metrischer Vergleich der Bewegungen dieser Typen möglich.

Bei allen vier Artikulorentypen wurden zunächst die Bewegungen des mobilen Artikulorteils berechnet. Dieses ist das Unterteil der Typ-I- und Typ-IV-Artikulatoren und das Oberteil der Typ-II- und Typ-III-Artikulatoren. Die relativen Bewegungen des stationären Artikulorteils werden nachfolgend mit Hilfe einer Koordinatentransformation errechnet.

Es wurden die Protrusions- bzw. Laterotrusionsbewegungen ausgewählter Punkte (Kondylenpunkte, Inzisalpunkt, Molarenpunkt) algorithmisch beschrieben.

Bei beiden Bewegungsarten (Protrusion und Laterotrusion) wurden erst die räumlichen kondylären Bewegungsbahnen an den Schnittlinien der jeweiligen Führungsflächen (Kondylenbahn, Bennettführung) berechnet. Für die Inzisalführung wird zuerst die jeweilige Führungsfläche mathematisch definiert.

In einer zweiten Phase werden die Kondylenpunkte (CL, CR) und der Inzisalpunkt (I) entlang der vordefinierten Führungsflächen mit gleichen Schrittlängen unter Konstanthaltung der Abstände zwischen dem rechten und linken Kondylenpunkt und dem Inzisalpunkt nach ventral bzw. lateral bewegt.

Die Grundzüge des mathematischen Modells werden am Beispiel der Simulation der Bewegungen von Typ-I-Artikulatoren erläutert.

3.1.3.1.1. Protrusionsbahnen

Kondyläre Führungsflächen

Die kondylären Führungsflächen wurden wahlweise entweder als ebene oder gewölbte Flächen mit verschiedenen definierbaren Radien und einstellbaren

Neigungswinkeln zur Achs-Orbital-Ebene (X - Y - Ebene) definiert (Abb. 11) (Seite 45). Die Krümmung der Kondylenbahnen kann durch die Länge ihrer Radien definiert und stufenlos verändert werden (Abb. 11) (Seite 45).

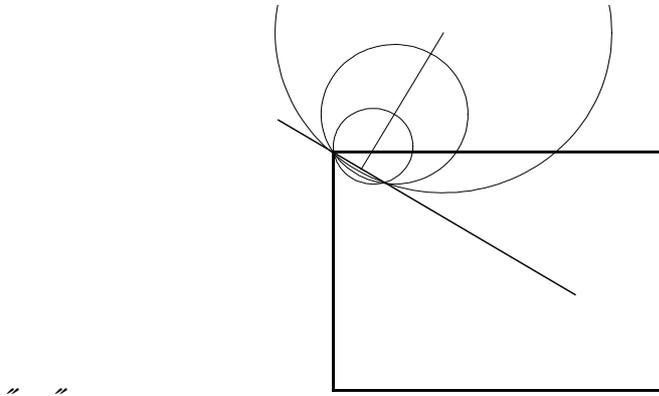


Abb. 11: Konstruktion von kondylären Führungsflächen mit unterschiedlichen Krümmungsradien.

Durch die Kondylenbahn (Bewegungsbahn der Kondylenpunkte) wird die Bahnkurve der Mitte der beiden Kondylarkugeln definiert (152, 170). Dies bedeutet, daß sich die Länge des Radius der Kondylenbahn aus dem Radius der Wölbung der Kondylargehäuse und dem Radius der Kondylarkugeln zusammensetzt. Ein kurzer Kondylenbahnradius bestimmt eine stark gewölbte Kondylenbahn.

Ebene Flächen können durch sehr lange Radien simuliert werden. Bei diesem Verfahren können alle Führungsflächen mit einem einzigen Algorithmus generiert werden, d.h. das mathematische Modell wird dadurch einfacher. Um systematische Rechenfehler zu vermeiden bzw. auf ein annehmbares Minimum zu reduzieren, wurden anstelle von Führungsflächen mit Radien länger als 100 mm gerade (ebene) Führungsflächen gebildet.

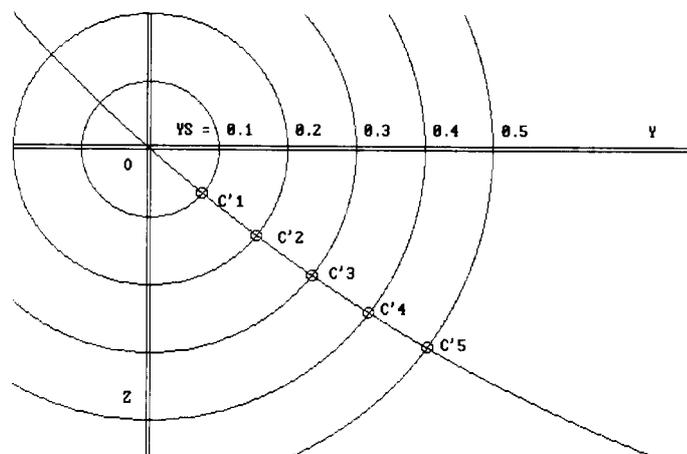


Abb. 12: Protrusionsbewegung in gleichmäßigen Schritten.

Artikulator (Literaturstelle)	IKA	HKN	KBR	BW	ISS	LAT	IBN-P	IBN-L	IBR
Dentatus (30, 31, 32)	110 mm	20 – 60°	Eben	0 – 40°	Keine	Nicht möglich	0 – 45°	0 – 30°	Nicht vorhanden
Whip-Mix (257)	90-11-130 mm	10 – 70°	Eben	0 – 45°	Keine	Nicht möglich	Flach	Flach	Nicht vorhanden
SAM (197, 198)	110 mm	20 – 69°	9,5 – 38,1 mm	0 – 40°	0 – 1,5 mm	Nicht möglich	0 – 80°	0 – 80°	Nicht vorhanden
Panadent (134, 135)	110 mm	10 – 58°	18 mm	Nicht möglich	0,5 – 2,5 mm	Nicht möglich	Flach	Flach	Nicht vorhanden
Artex TS (62)	110 mm	15 – 60°	12,5 mm	0 – 20°	Keine	Nicht möglich	0 – 25°	0 – 25°	Nicht vorhanden
Artex AN (62)	110 mm	(-)20 – 70°	9,5 – 12,5 – 19 mm	0 – 30°	0,5 – 1,5 mm	Eingefräst	0 – 70°	0 – 25°	Nicht vorhanden
Artex Reference (62)	110 mm	(-)20 – 70°	18 mm	(-)5 – 35°	0,5 mm	Eingefräst	0 – 75°	0 – 60°	Nicht vorhanden
Protar II (108)	110 mm	(-)15 – 75°	17,6 mm	0 – 15°	0 – 1,5 mm	0 - 20° LP, LR	0 – 10°	10°	Nicht vorhanden
Denar Mark II (29, 72)	110 mm	0 – 60°	Eben	0 – 15°	0 – 4 mm	0 - 25° LR	0 – 75°	0 – 45°	Nicht vorhanden
Stuart (226)	76 – 160 mm	0 – 75°	10 – 100 mm	0 – 50°	Einschleifbar	0 - 25°	Flach	Flach	Nicht vorhanden

Tabelle 10: Individuelle Einstellbarkeit von Artikulatoren anhand von Literaturangaben

IKA = Interkondylarabstand

KBR = Kondylenbahn-Radius

ISS = Immediate Side Shift

IBN-P = Inzisalbahneigung – protrusiv

IBR = Inzisalbahnradius

LR = Lateroretrusion

HKN = horizontale Kondylenbahneigung

BW = Bennett-Winkel

Lat = Bewegung des Laterotrusionskondylus

IBN-L = Inzisalbahneigung – laterotrusiv

LP = Lateroprotrusion

Auf beiden Seiten können sowohl gleiche wie auch unterschiedliche Kondylenbahnradien und Kondylenbahnneigungen festgelegt werden.

Während der Protrusion werden die beiden Kondylenpunkte (CR und CL) mit gleichmäßigen Schritten mit vordefinierbaren Längen nach vorne (ventral) bewegt. Die jeweiligen Schrittpositionen werden an der Schnittstelle von konzentrischen Kreisen mit der Kondylenbahn gebildet (*Abb. 12*) (Seite 45).

Dieses mathematische Modell ermöglicht die Simulation aller Parametereinstellungen, die an bekannten volljustierbaren Artikulatoren möglich sind (*Tab. 10*) (Seite 45/b). Alle Parameter (mit Ausnahme des ISS) sind stufenlos zwischen extremen Werten veränderbar. Dies ermöglicht die Untersuchung des Einflusses der einzelnen Parameter auf die Bewegungen beider Artikulatorenteile. Das Problem der Einstellbarkeit des ISS wurde entsprechend den Einsatzgarnituren des SAM 2 - und des Panadent- Artikulators gelöst (*Tab 11*) (Seite 46).

	SAM2-Einsatz-Nr:			Panadent Analog-Box-Nr:				
	1 (grün)	2 (blau)	3 (rot)	1 (0,5)	2 (1,0)	3 (1,5)	4 (2,0)	5 (2,5)
Y	X	X	X	X	X	X	X	X
1	0,4	1,0	1,4	0,35	0,75	1,1	1,3	1,6
2	0,7	1,4	2,0	0,4	0,9	1,35	1,7	2,1
3	0,85	1,6	2,3	0,45	0,95	1,4	1,9	2,4
4	1,0	1,75	2,5	0,5	1,0	1,45	2,0	2,5
5	1,1	1,85	2,7	0,55	1,05	1,5	2,05	2,55
6	1,2	1,95	2,8	0,6	1,1	1,55	2,1	2,6
7	1,25	2,0	2,9	0,65	1,15	1,6	2,15	2,65
8	1,3	2,015	3,0	0,7	1,2	1,65	2,2	2,7
9	1,3	2,03	3,05	0,75	1,3	1,73	2,25	2,77
10	1,3	2,07	3,1	0,8	1,35	1,78	2,3	2,85

Tabelle 11: Charakteristika der drei Bennett-Einsätze des SAM2- Artikulators bzw. der fünf Analog-Fossa-Boxen des Panadent- Artikulators. (Angaben in Millimeter).

Die Tabelle zeigt das Maß der Bennett-Bewegung (ISS) (X mm) bei 1 bis 10 mm sagittalem Vorschub (Y mm) des Mediotrusionskondylus. Die Größe des ISS bei 4 mm Vorschub ist charakteristisch für die Bennett-Bewegung des jeweiligen Einsatzes.

Inzisale Führungsflächen

Für die Führung der Protrusion kann der Inzisaltisch als Sphäre mit definierbarem Radius gestaltet werden (*Abb. 13*) (Seite 47). Anstelle von Radien länger als 100 mm wird eine ebene inzisale Führungsfläche gebildet.

Mit der Simulation einer gewölbten Führungsfläche wurde die Möglichkeit geschaffen, die Größenordnung eventueller Abweichungen zwischen Bewegungen entlang eines flachen und eines gewölbten Inzisaltisches zu überprüfen.

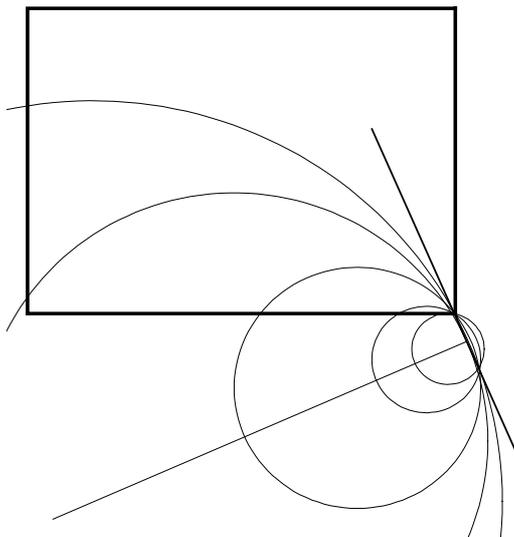


Abb. 13: Konstruktion von inzisalen Führungsflächen mit unterschiedlichen Krümmungsradien.

3.1.3.1.2. Bewegungsbahnen der Lateralbewegung

Gelenkbahnen

Es wurden ebene und gewölbte (zylindrische) Gelenkbahnen simuliert. In beiden Fällen wurden drei Möglichkeiten in Betracht genommen (Abb. 14):

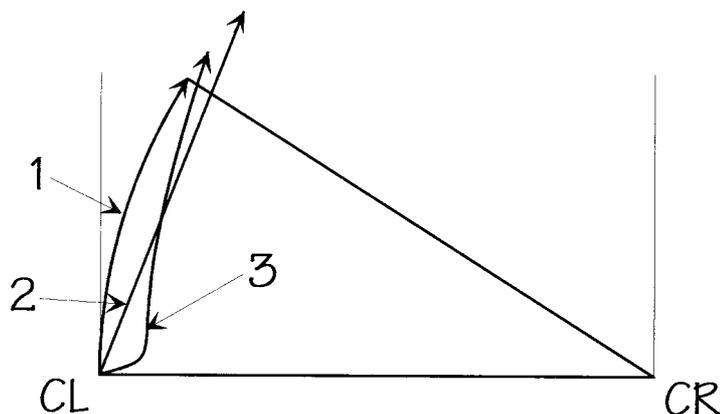


Abb. 14: Drei unterschiedliche Möglichkeiten der Führung des Mediotrusionskondylus in einem Artikulator

Bahn 1 entspricht einem Kreisbogen und bedeutet eine Rotation um den ruhenden Kondylus (CR) ohne BENNETT- Bewegung.

Bahn 2 entspricht einer geraden BENNETT-Führung, die einen BENNETT-Winkel bestimmt.

Bahn 3 stellt eine gewölbte Bewegungsbahn mit Immediate Side Shift (ISS) dar, bestimmt durch eine gewölbten Bennett-Führung.

CR = rechter Kondylus; CL = linker Kondylus;

- eine Lateralbewegung ohne Bennett-Bewegung,
- eine Bewegung entlang einer geraden Bennettführung wie bei Non-Arcon-Artikulatoren (Typ Dentatus), einstellbar in Grad,
- eine Lateralbewegung entlang einer gewölbten Bennettführung im Sinne eines Immediate Side Shift (ISS) mit unterschiedlichen Werten des Lateralversatzes, einstellbar in Millimeter.

Ebene Gelenkbahn

A./ Lateralbewegung ohne Bennettbewegung

Der Mediotrusionskondylus bewegt sich entlang eines Kreisbogens mit einem Radius = Interkondylarabstand um den stationären Laterotrusionskondylus in der Ebene der Gelenkbahn (*Abb. 14*) (Seite 47).

B./ Lateralbewegung mit gerader Bennettführung

Der Mediotrusionskondylus läuft entlang einer auf die Gelenkbahn vertikalen Ebene, die mit der Sagittalen einen Winkel = Bennett-Winkel bildet (*Abb. 14*) (Seite 47). Die Größe des effektiven Bennett-Winkels ist auch von der Größe der Kondylenbahnneigung abhängig (11).

Der Laterotrusionskondylus wird durch die Konstanthaltung des Interkondylarabstandes in Abhängigkeit des Bennett-Winkels entlang der Achse mehr oder weniger nach lateral verschoben.

C./ Lateralbewegung mit gewölbter Bennettführung (ISS)

Der Mediotrusionskondylus wird entlang einer gekrümmten Fläche entsprechend eines der Bennett-Einsätze des SAM 2- bzw. Panadent- Artikulators geführt (*Abb. 14, 15*) (Seiten 47, 49).

Bei diese Bewegungsart wird ähnlich der Protrusion zuerst eine gerade sagittale Bahn bestimmt. In einer zweiten Phase wird der Kondylenpunkt entlang dieser Bahn nach ventral geführt und dabei mit Hilfe der passenden ISS-Tabelle zu den errechneten Y- und Z-Werten ein X-Wert bestimmt. Der Mediotrusionskondylus wird um diesen Betrag nach medial verschoben.

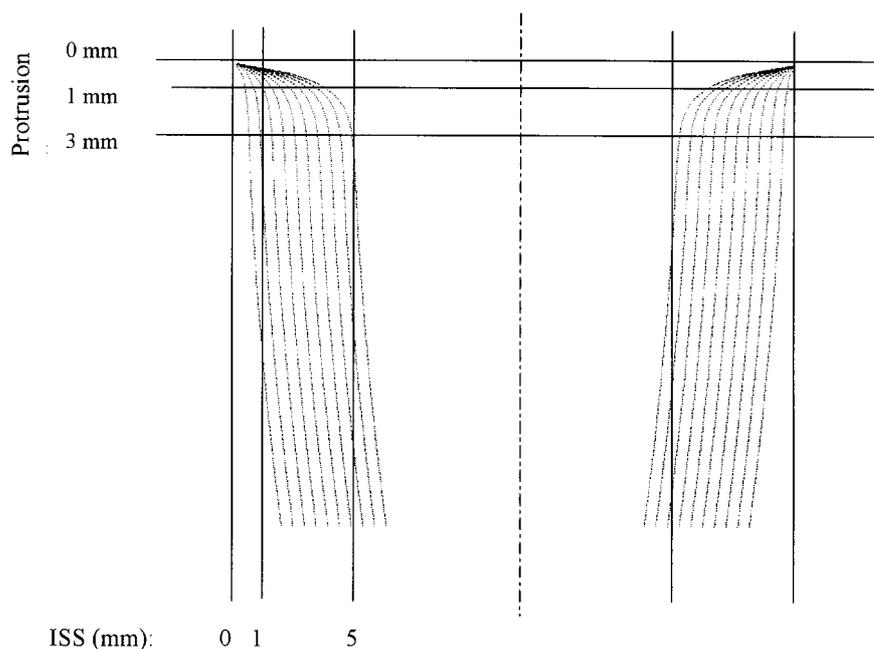


Abb. 15: Horizontale Projektion der Bahn des Mediotrusionskondylus mit unterschiedlichen Wölbungen (ISS). Der Mittelpunkt der Kondylarkugel erfährt einen lateralen Versatz von 0,5 bis 5 mm in einer Abstufung von 0,5 mm. Das Ausmaß der aktuellen Bennett-Bewegung kommt bei 3 mm Protrusion zur vollen Geltung. Von hier an vollzieht sich eine reine Rotationsbewegung um den kontralateralen Kondylus.

Der Laterotrusionskondylus wird durch die Konstanthaltung des Interkondylarabstandes in Abhängigkeit der X-Komponente des Bennett-Einsatzes mehr oder weniger nach lateral verschoben. Er kann sich entweder entlang der Scharnierachse oder auf einer Konusfläche bewegen (Abb. 16) (Seite 49).

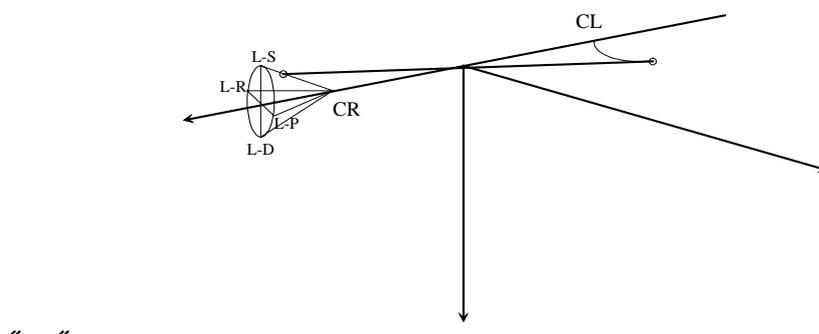


Abb. 16: Darstellung der Bewegung der Scharnierachse bei einer Lateralbewegung. Der Laterotrusions-Kondylenpunkt bewegt sich entlang einer Konusfläche. Die vier wichtigsten Richtungen sind dabei:

- L-P = Lateroprotrusion = Bewegung nach außen-vorne

- L-D = Laterodetrusion = Bewegung nach außen-unten
 - L-R = Lateroretrusion = Bewegung nach außen-hinten
 - L-S = Laterosurtrusion = Bewegung nach außen-oben
- (CR = rechter Kondylenpunkt; CL = linker Kondylenpunkt)

Gewölbte Gelenkbahn

Auch bei zylindrischen Gelenkbahnen werden drei Möglichkeiten für die Bewegung des Mediotrusionskondylus simuliert:

A./ Lateralbewegung ohne Bennettbewegung,

B./ Lateralbewegung mit gerader Bennettführung,

C./ Lateralbewegung mit gewölbter Bennettführung (ISS).

Die Bewegung verläuft diesmal nicht in einer ebenen Fläche, sondern entlang der Zylinderfläche der Kondylenbahn. Dies bedeutet, daß die Bahn des Mediotrusionskondylus sich auf der Oberfläche einer Sphäre mit dem Mittelpunkt im Laterotrusionskondylus bewegt.

Laterale Inzisalführung

Es kann sowohl eine ebene als auch eine gewölbte laterale inzisale Führungsfläche gebildet werden. Sie kann entweder in der Mittellinie, entsprechend der Inzisalführung von Artikulatoren, oder seitlich an der Stelle der Eckzähne simuliert werden. Dies ermöglicht die Untersuchung der Rolle der Stellung dieser Führungsfläche. Die Ausrichtung der lateralen Inzisalführung ist immer senkrecht auf die Richtung der jeweiligen Lateralbewegung. Es können Inzisalbahnneigungen von 0 – bis 90° eingestellt werden.

3.1.3.2. Berechnung der Bewegungen der kondylären und inzisalen Punkte

Entlang der vordefinierten Bewegungsbahnen werden die Kondylenpunkte (CL, CR) und der Inzispunkt (I) mit gleichen Schrittlängen unter Konstanthaltung der Abstände zwischen dem rechten und linken Kondylenpunkt und dem Inzispunkt nach ventral bzw. nach lateral bewegt.

3.1.3.2.1. Protrusion

Bei der Protrusion werden beide Kondylenpunkte entlang ihrer Bewegungsbahnen gleichzeitig und gleichmäßig nach vorne verschoben. Ihre momentane Lage wird an den Schnittpunkten der errechneten Bewegungsbahnen mit je einer Schar von konzentrischen Sphären (*Abb. 12*) (Seite 45) errechnet.

Die Bewegungsbahn des Inzispunktes wird am Schnittpunkt zweier Sphären, mit den Mittelpunkten in den beweglichen Kondylenpunkten und dem Radius = die

Entfernung beider Kondylenpunkte vom Inzisalpunkt, mit der Ebene oder Sphäre der inzisalen Führungsfläche errechnet.

3.1.3.2.2. Laterotrusion

Bei der Laterotrusion werden die beiden kondylären Punkte (CR, CL) entlang unterschiedlicher Bahnen geführt. Die Bewegung wird durch ein schrittweises Vorschieben des Mediotrusionskondylus initiiert. Die momentane Lage des Inzisalpunktes wird am Schnittpunkt zweier Sphären mit den Mittelpunkten in den Kondylenpunkten und Radien = Ausgangsentfernung Kondylenpunkt-Inzisalpunkt mit der Ebene oder Sphäre der lateralen Inisalführung berechnet.

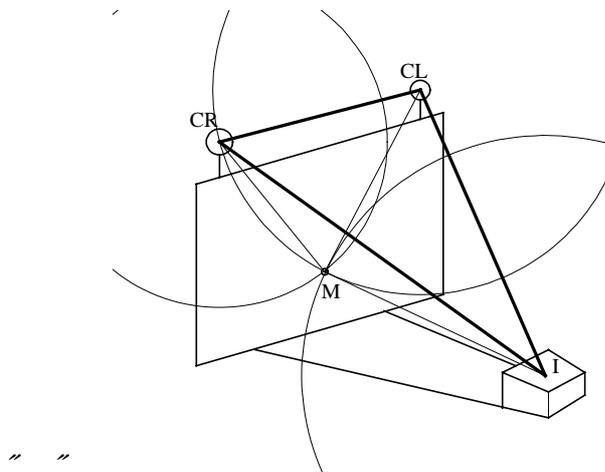


Abb. 17: Bestimmung der räumlichen Lage des beweglichen Molarenpunktes M. Zuerst wird der Abstand dieses Punktes zu den drei Hauptpunkten CR, CL und I aus den Koordinaten der vier Punkte ausgerechnet. Anschließend wird nach jedem Schritt aus den neuen Positionen der kondylären Punkte und des Inzisalpunktes als Mittelpunkt je eine Sphäre mit den Radien CR-M, CL-M und I-M berechnet. An der Schnittstelle dieser Sphären wird die neue räumliche Lage des Molarenpunktes errechnet.

3.1.3.3. Bestimmung der Bahn des beweglichen Molarenpunktes

Ein vierter sogenannter Molarenpunkt wird an der Stelle des bukkalen Höckers eines unteren Molaren stellvertretend für jeden Kauflächenpunkt aufgenommen. Seine Stellung ist frei wählbar und veränderbar. Bewegt wird der Punkt M, indem bei jedem Schritt der Protrusion oder Laterotrusion seine neue momentane Lage an der Schnittstelle dreier Sphären mit den Mittelpunkten in den drei Führungspunkten (CR, CL, I) und den Radien CR-M, CL-M, I-M bestimmt wird (Abb. 17) (Seite 51).

3.1.3.4. Berechnen der relativen entgegengesetzten Bewegung des ruhenden Teiles des Artikulators

Mit der dargestellten Methode wurden die Bewegungen des beweglichen Teiles des Artikulators errechnet. Dieser war im Falle eines Typ-I-Artikulators der Unterteil des Gerätes. Die relativen entgegengesetzten Bewegungen des stationären Artikulorteiles (des Oberteils) wurden mit Hilfe einer Koordinatentransformation errechnet. Aus den Bewegungen (Translation und Drehungen) von drei zum beweglichen Teil (Unterteil) gehörenden aufeinander senkrecht stehenden Vektoren wurde die Matrix der Bewegung des beweglichen Teiles (Unterteils) errechnet. Aus diesem wurde mittels einer inversen Transformation die relative entgegengesetzte Bewegung des stationären Teiles (Oberteiles) errechnet.

3.1.3.5. Mathematische Simulation der Bewegungen anderer Artikulatorentypen

Die Grundzüge der Simulation der Artikulatorentypen II, III und IV entsprechen dem Vorgehen bei Typ-I-Artikulatoren. Im folgenden werden die individuellen Merkmale der Bewegungen dieser Artikulatorentypen sowie die wichtigsten Abweichungen der mathematischen Methode dargestellt.

Bei **Typ-II-Artikulatoren** wurden zuerst die primären Bewegungen des beweglichen Oberteils des Artikulators simuliert und errechnet. Zunächst wurden die zum Unterteil fixierten kondylären und inzisalen Führungsflächen mathematisch definiert. Es wurden sowohl gradlinige wie auch gewölbte kondyläre und inzisale Bewegungsbahnen simuliert. Bei diesem Artikulatorentyp gibt es nur eine Lösung für die Bennett-Bewegung und zwar die der geradlinigen Bennettführung. Der Laterotrusionskondylus kann nur entlang der Achse geführt werden. Die relativen Bewegungen des stationären Unterteils wurden ebenfalls mit Hilfe einer Koordinatentransformation errechnet.

Bei **Typ-III-Artikulatoren** wurden die kondylären Führungsflächen ähnlich wie bei Typ-II-Geräten bestimmt. Die inzisale Führungsfläche muß dagegen bei der primären Bewegung zusammen mit dem Oberteil bewegt werden.

Bei **Typ-IV-Artikulatoren** werden primär die Kondylenpunkte ähnlich der Methode für Geräte des Typs I nach ventral bewegt. Die inzisale Führungsfläche muß bei diesem Typ mit dem beweglichen Unterteil bewegt werden.

Für den Vergleich der unterschiedlichen Artikulatorentypen wurden vier Artikulatoren unterschiedlicher Typen aber mit gleichen Bewegungsmöglichkeiten, gleichen Abmessungen und gleichen Parametereinstellungen herangezogen. Die Unterschiede wurden als Entfernung der Bahnendpunkte des gleichen Molarenpunktes bei den Bewegungen von jeweils zwei miteinander verglichenen Artikulatorentypen errechnet.

3.1.4. Das Computerprogramm

Zur Überprüfung des mathematischen Modells, zur Berechnung der Bewegungen und zur Darstellung der Ergebnisse wurde das Modell auf einem IBM-kompatiblen Rechner programmiert.

Dieses Programm ermöglicht die Berechnung der Bewegungen von Ober- und Unterteil von vier verschiedenen Artikulatorentypen. Dadurch ist ein Typenvergleich sowie die Untersuchung der Einflüsse einzelner Parameter auf die Bewegungen eines im Raum frei definierbaren Molarenpunktes M möglich.

3.1.4.1. Eingabedaten

Folgende Informationen werden als individuelle oder Standardangaben eingegeben:

- Grundmaße des Artikulators,
- Typ des Artikulators,
- Zuordnung des Molarenpunktes,
- Bewegungsart,
- Projektionsebene der Darstellung am Bildschirm,
- aktuelle Werte der einstellbaren Parameter der Bewegung.

Einstellbreiten und Grundeinstellung der Parameter der Artikulatorenbewegungen:

- Interkondylarabstand (IKA): (50 - 150 mm); Grundeinstellung = 110 mm
- Horizontale Kondylenbahnneigung (HKN): (0° - 90°); Grundeinstellung = 30°
- Kondylenbahnradius (KBR): (5 mm - 100 mm); Grundeinstellung = gerade
- Bennett-Winkel (BW): (0° - 45°); Grundeinstellung 15°
- Immediate Side Shift (ISS): (0 mm und 2,5 mm in Inkrementen von 0,5 mm);
Grundeinstellung 0 mm
- Lateroprotrusion, Lateroretrusion, Laterodetrusion und Laterosurtrusion
(LP, LR, LD, LS): (Kegelwinkel zwischen 0° - 90°); Grundeinstellung = 0°
- Inzisalbahnneigung (IBN):
 - Protrusive IBN: (0° - 90°); Grundeinstellung 60°
 - Laterotrusive IBN: (0° - 90°); Grundeinstellung 50°
- Inzisalbahnradius (IR): (5 mm - 100 mm); Grundeinstellung = gerade.

3.1.4.2 Ausgabedaten:

Berechnet und erfaßt werden schrittweise (millimeterweise) alle Daten der Bewegungen der beiden Kondylenpunkte (CR, CL), des Inzisalpunktes (I) und des Molarenpunktes (M) während der ersten 5 mm einer Protrusions- bzw. Laterotrusionsbewegung.

Zur Auswertung eventueller Unterschiede werden folgende Daten herangezogen:

1. Absolute X -, Y - und Z - Koordinaten des untersuchten Molarenpunktes (MX, MY, MZ).

2. Längendifferenzen der Bahnen des gleichen Molarenpunktes bei verschiedenen Parametereinstellungen (Abb. 18) (Seite 54):

$$DL = MM_1 - MM_2 = \text{Abs}(\sqrt{XM_1^2 + YM_1^2 + ZM_1^2} - \sqrt{XM_2^2 + YM_2^2 + ZM_2^2})$$

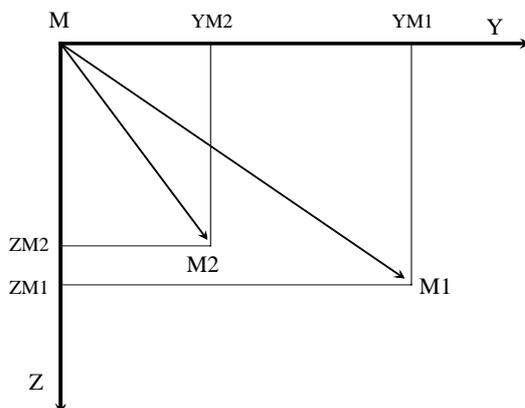


Abb. 18: Unterschiedliche Parametereinstellungen bestimmen Molarenpunktbahnen unterschiedlicher Längen (M - M1; M - M2). Ihre Länge kann aus den Koordinaten des Ausgangspunktes (M) und der Endpunkte (M1, M2) errechnet werden.

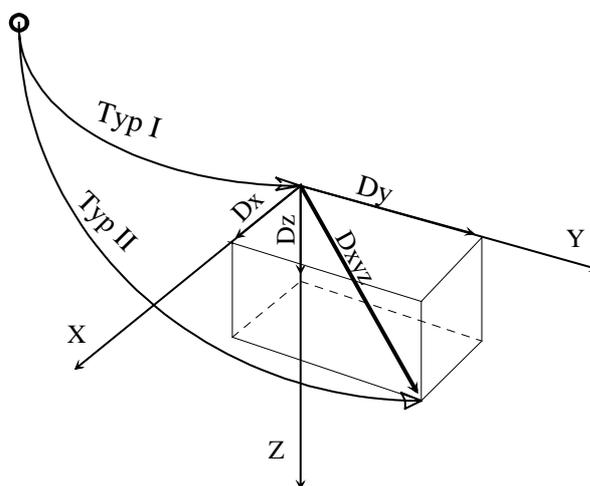


Abb. 19: Entfernung der Endpunkte der Bahnen des gleichen Molarenpunktes bei den unterschiedlichen Bewegungen von Typ-I- und Typ-II-Artikulatoren in den drei Hauptebenen (Dx, Dy, Dz) sowie räumlich diagonal (Dxyz).

M = Ausgangspunkt des Molarenpunktes am Anfang der Bewegung
M1 = Stelle des Molarenpunktes am Ende der Bewegung bei einem Typ-I- Artikulator

M2 = Stelle des Molarenpunktes am Ende der Bewegung bei einem Typ-II- Artikulator

3. Die Entfernung der Endpunkte (bei 5 mm Protrusion) zweier Bahnen des gleichen Molarenpunktes bei unterschiedlichen Artikulatoren - Typen (Abb. 19, 20) (Seiten 54, 55) :

$$DX = \text{Abs}(X_1 - X_2) \quad (\text{transversale Differenz})$$

$$DY = \text{Abs}(Y_1 - Y_2) \quad (\text{sagittale Differenz})$$

$$DZ = \text{Abs}(Z_1 - Z_2) \quad (\text{vertikale Differenz})$$

$$DXYZ = \sqrt{(DX^2 + DY^2 + DZ^2)} \quad (\text{Gesamtdifferenz})$$

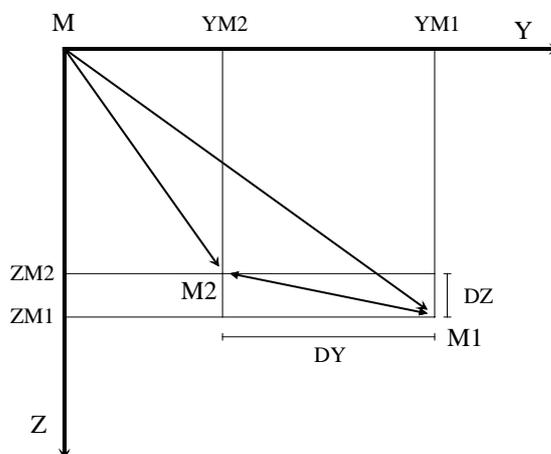


Abb. 20: Zweidimensionale Darstellung der Berechnung der Entfernung der Bahnendpunkte (M1 - M2) zweier Bewegungsbahnen des gleichen Molarenpunktes. Die Entfernung M1 - M2 wird aus den Koordinaten beider Endpunkte (YM1, ZM1 bzw. YM2, ZM2) mit dem Satz des Pythagoras errechnet.

M = Ausgangspunkt des Molarenpunktes am Anfang der Bewegung

M1 = Stelle des Molarenpunktes am Ende der Bewegung bei einem Typ-I- Artikulator

M2 = Stelle des Molarenpunktes am Ende der Bewegung bei einem Typ-II-Artikulator

4. Winkel der Bahnen des Molarenpunktes mit den drei Hauptebenen des Raumes bei verschiedenen Parametereinstellungen (Abb. 21, 22) (Seite 56) sowie die Differenz der Winkel zweier Bahnen (Abb. 24) (Seite 56) :

Ω_{SW} = Winkel in der Sagittalebene mit der Horizontalen (Abb. 21) (Seite 56)

Ω_{HW} = Winkel in der Horizontalebene mit der X - Achse (Abb. 22) (Seite 56)

Ω_{FW} = Winkel in der Frontalebene mit der Horizontalen (Abb. 23) (Seite 56)

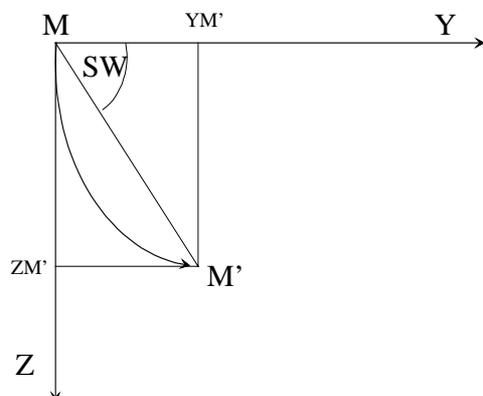


Abb. 21: Darstellung der Konstruktion des Sagittalwinkels (SW) der Bewegungsbahn des Molarenpunktes (MM') zur Horizontalen in der Sagittalebene.

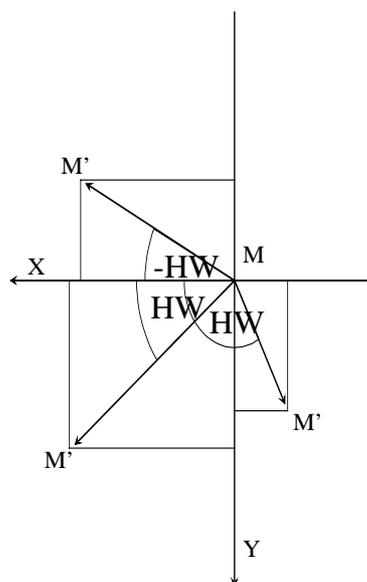


Abb. 22: Der Horizontalwinkel (HW) wird zur positiven X-Richtung angegeben. Eine Bewegung zur positiven Y-Richtung wird einen positiven, zur negativen Y-Richtung einen negativen Winkel ergeben.

9

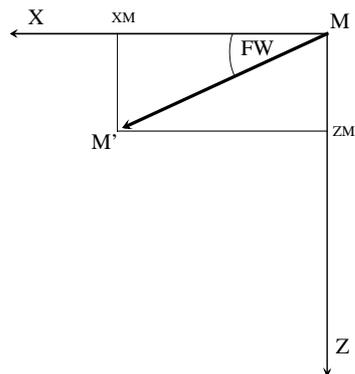


Abb. 23: Winkel FW der Molarenpunktbahn $M-M'$ zur Horizontalen in der Frontalebene.

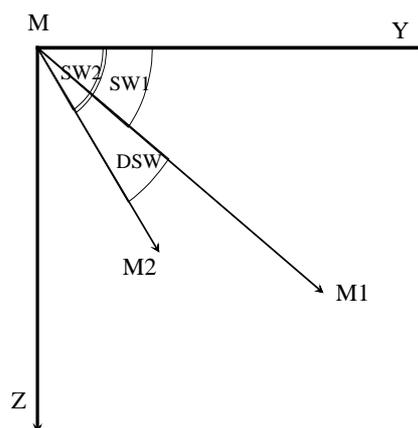


Abb. 24: Darstellung der Differenz DSW zwischen zwei Sagittalwinkeln ($SW1, SW2$).

3.2. Der Einsatz des mathematischen Modells zur Untersuchung von Artikulatorenbewegungen

Das erstellte mathematische Modell und das Computerprogramm wurden zur Untersuchung typenspezifischer Differenzen und Unterschiede zwischen den Bewegungen von Oberteil und Unterteil des Artikulators sowie von Differenzen, die durch unterschiedliche Parametereinstellungen hervorgerufen werden, herangezogen.

3.2.1. Untersuchung typenspezifischer Differenzen (Typenvergleich)

Es wurden die Bewegungen der Artikulatorentypen I bis IV nach DERKSEN und VAN HAERINGEN (37) bei gleichen Abmessungen und gleicher Einstellung aller individuellen Parameter nacheinander simuliert.

Eventuelle Unterschiede in den Bewegungen verschiedener Artikulorentypen wurden als Abweichungen der räumlichen Protrusionsbahn sowie Laterotrusionsbahn (Laterotrusionsseite und Mediotrusionsseite) des gleichen Molarenpunktes untersucht. Die Daten der Artikulorentypen II, III und IV wurden mit den gleichen Daten von Typ I-Artikulatoren verglichen. Dabei wurden eventuelle Abweichungen in der X - (DX), Y - (DY) und Z - Richtung (DZ) sowie diagonal (DXYZ) zwischen den Bewegungen der Typen II bis IV und jenen von Typ I registriert.

Es wurden weiterhin die Bewegungen von typischen Non-Arcon-Artikulatoren (Typ II - Dentatus) mit denen von typischen Arcon-Artikulatoren (Typ IV - SAM1) miteinander verglichen und auf Abweichungen hin überprüft.

3.2.2. Untersuchung der Unterschiede zwischen den Bewegungen von Oberteil bzw. Unterteil des Artikulators

Es wurden bei allen vier Artikulatorentypen die Bewegungen von zwei Molarenpunkten mit gleichen Koordinaten aber unterschiedlicher Zuordnung zu den Führungsflächen (zum Oberteil bzw. zum Unterteil des Artikulators) bei Normal- und Extremeinstellungen der Parameter miteinander verglichen.

3.2.3. Untersuchung des Einflusses individueller Parameter auf die Bewegungen von Artikulatoren

Die untersuchten Parameter sind in *Tabelle 12* (Seite 58) angegeben. Zur Untersuchung ihres Einflusses auf die Bewegungen des Molarenpunktes wurden bei einer mittelwertigen Einstellung aller anderen Parameter die einzelnen Parameter nacheinander zwischen den Extremwerten (Grenzwerten) verändert. Dabei wurden die Veränderungen der Bahnlängen des Molarenpunktes und die Veränderungen der Winkel, die die Bahn des Molarenpunktes mit den drei Hauptebenen einschließt (Ω_{SW} , Ω_{HW} , Ω_{FW}), untersucht.

Es wurden jeweils die absoluten X-, Y- und Z-Koordinaten des beweglichen Molarenpunktes bei 1, 2, 3, 4 und 5 mm Protrusion und Laterotrusion bei verschiedenen Einstellwerten des untersuchten Parameters registriert.

Parameter	Extrem	-1 Einheit	Mitte	+1 Einheit	Extrem	Einheit
Interkondylarabstand	90 mm	100 mm	110 mm	120 mm	130 mm	10 mm
Kondylenbahnneigung	10°	25°	40°	55°	70°	15°
Kondylenbahnradius	10 mm	20 mm	30 mm	40 mm	50 mm	10 mm
Bennett-Winkel	0°	10°	20°	30°	40°	10°
Immediate Side Shift	0,5 mm	1 mm	1,5 mm	2 mm	2,5 mm	0,5 mm
Lateroprotrusion	0°	10°	20°	30°	40°	10°
Lateroretrusion	0°	10°	20°	30°	40°	10°
Laterodetrusion	0°	10°	20°	30°	40°	10°
Laterosurtrusion	0°	10°	20°	30°	40°	10°
Inzisalbahnneigung Pro.	20°	35°	50°	65°	80°	15°
Inzisalbahnneigung Lat.	20°	30°	40°	50°	60°	10°
Inzisalbahnradius	10 mm	20 mm	30 mm	40 mm	50 mm	10 mm
Artikulatorlänge	80 mm	100 mm	120 mm	140 mm	160 mm	20 mm
Artikulatorhöhe	0 mm	20 mm	40 mm	60 mm	80 mm	20 mm
M-Punkt sagittal	40 mm	55 mm	70 mm	85 mm	100 mm	15 mm
M-Punkt vertikal	20 mm	30 mm	40 mm	50 mm	60 mm	10 mm
M-Punkt transversal	10 mm	20 mm	30 mm	40 mm	50 mm	10 mm
	-10 mm	-20 mm	-30 mm	-40 mm	-50 mm	10 mm

Tabelle 12: Untersuchte Parametergrößen und das Maß der einheitlichen Veränderung

Es wurden die Winkel Ω_{SW} , Ω_{HW} , Ω_{FW} , die die Bahn des Molarenpunktes bei verschiedenen Einstellungen der Parameter mit den drei Hauptebenen einschließt, sowie die Differenzen dieser Winkel (DSW, DHW, DFW) bestimmt.

Es wurden weiterhin auch die Längendifferenzen (DL) der Bahnen des Molarenpunktes bei verschiedenen Parametereinstellungen ermittelt.

Um die „sonst“ nicht vergleichbaren Maße der verschiedenen Parameter (Längenangaben und Winkelwerte) doch untereinander vergleichen zu können, wurde ein einheitliches Maß der Veränderung bestimmt, welches 25% der gesamten Variationsbreite jedes einzelnen untersuchten Parameters entspricht. (Abb. 25), (Seite 59) (Tabelle 12) (Seite 58). Abbildung 25 erklärt dieses Vorgehen am Beispiel des Interkondylarabstandes.

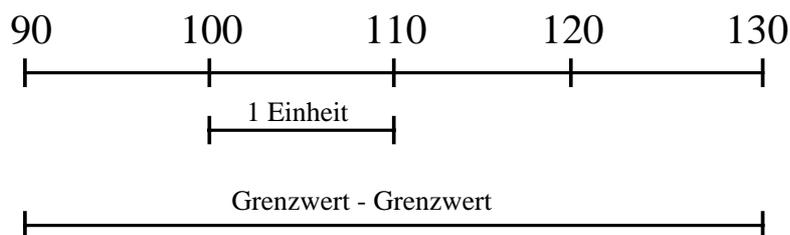


Abb. 25: Bildung einer einheitlichen (25%-igen) Parameterveränderung am Beispiel des Interkondylarabstandes. 25% der ganzen Variationsbreite (40 mm) entsprechen im Falle des Interkondylarabstandes 10 mm.

Es wurden Abweichungen der Bahn des Molarenpunktes, hervorgerufen durch eine Veränderung der Einstellung der untersuchten Parameter

- um den Betrag einer Maßeinheit von der mittleren Einstellung,
- zwischen den beiden Grenzwerten der Parameter untersucht.

Die ermittelten Abweichungen wurden in Millimeter bzw. in Grad dargestellt.

Um die einzelnen Einstellparameter im Hinblick auf ihre Wichtigkeit untereinander vergleichen zu können, wurde anhand der Streubreite der von einheitlichen Parameterveränderungen hervorgerufenen Veränderungen der Winkelwerte (0° und $11,2^\circ$) und der Bahnlängen (0 mm bis 1,02 mm) je eine Bedeutungsskala und eine zweistufige Parameterskala gebildet.

Die Bedeutungsskala reicht vom 0 bis 10 und wurde durch eine Teilung der Varianzbreiten der Winkel- und der Bahnlängenveränderungen gebildet.

Bedeutungsskala anhand der Winkelveränderungen:

(Varianzbreite: $0 - 11,2^\circ$)

0	-		= 0
0,01	-	$1,12^\circ$	= 1
1,13	-	$2,24^\circ$	= 2
2,25	-	$3,36^\circ$	= 3
3,37	-	$4,48^\circ$	= 4
4,49	-	$5,60^\circ$	= 5
5,61	-	$6,72^\circ$	= 6
6,73	-	$7,84^\circ$	= 7
7,85	-	$8,96^\circ$	= 8
8,97	-	$10,08^\circ$	= 9
10,09	-	$11,20^\circ$	= 10

Bedeutungsskala anhand der Bahnlängenveränderungen:

(Varianzbreite: 0 – 1,02 mm)

0	-		= 0
0,01	-	0,102 mm	= 1
0,103	-	0,204 mm	= 2
0,205	-	0,306 mm	= 3
0,307	-	0,408 mm	= 4
0,409	-	0,510 mm	= 5
0,511	-	0,612 mm	= 6
0,613	-	0,714 mm	= 7
0,715	-	0,816 mm	= 8
0,817	-	0,918 mm	= 9
0,919	-	1,020 mm	= 10

Anhand der vorgestellten Bedeutungsskalen bekam jeder untersuchte Parameter für jede Bewegungsart (Protrusion, Laterotrusion, Mediotrusion) je eine Note für beide untersuchte Einflußgrößen (Winkelveränderung, Bahnlängenveränderung). Die höchste Note bei allen beiden untersuchten Einflußgrößen ergab die endgültige Beurteilung. Diese repräsentiert die relative Wichtigkeit des Parameters.

Um eine Ja – Nein - Entscheidung für die Notwendigkeit der Einstellung des jeweiligen Parameters am Artikulator zu erleichtern, wurde auch eine vereinfachte, zweistufige Einteilung vorgenommen.

Zur Bildung der zweistufigen Einteilung wurden die Streubreiten in zwei gleiche Abstände geteilt:

Bahnlängen (0 mm bis 1,02 mm):

- 0 mm – 0,51 mm = kleine Veränderung (K)
- 0,52 mm – 1,02 mm = große Veränderung (G)

Winkelwerte (0° und 11,2°):

- 0° - 5,6° = kleine Veränderung (K)
- 5,7° - 11,2° = große Veränderung (G)

In der Gesamtwertung wurde unabhängig von den anderen Wertungen immer der größtmögliche Einfluß bewertet.

3.3. Entwicklung eines virtuellen Artikulators

Auf der Basis des mathematischen Modells der Artikulatorenbewegungen wurde ein **virtueller (Software-) Artikulator** geschaffen¹⁴. Sein Aufbau und Funktion

¹⁴ Für die Mitwirkung bei der Entwicklung des virtuellen Artikulators sowie für die Hilfe bei der Erstellung des Computerprogrammes wird Herrn Kristian Debrabant, Mathematik- und Physikstudent an der Martin-Luther-Universität, gedankt.

entspricht dem eines volljustierbaren Typ I (Arcon)- Artikulators mit dem Inzisalteller fixiert zum Oberteil (Abb. 26.) (Seite 61) wie das z.B. beim SAM2- und 3 bzw. beim Artex Reference- Artikulator der Fall ist.

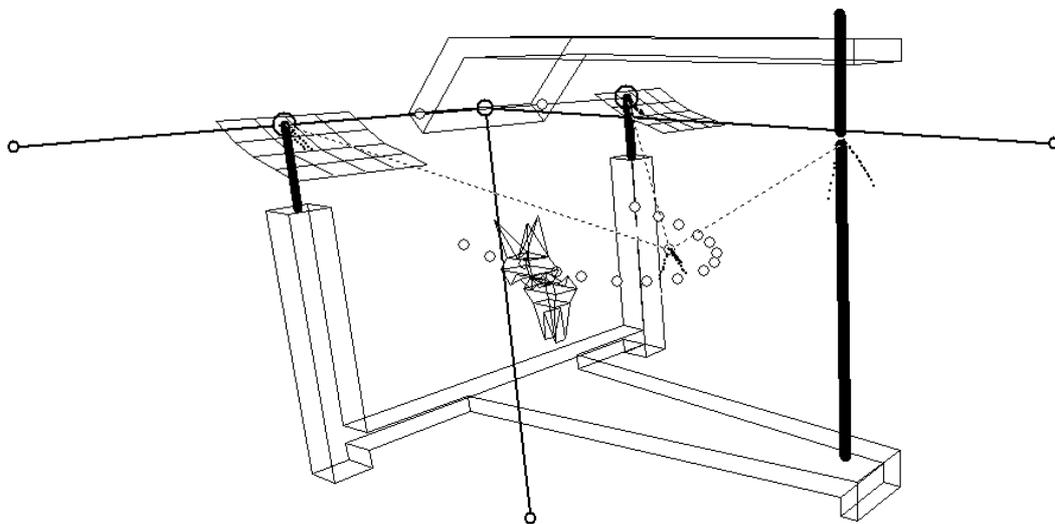


Abb. 26: Bildliche Darstellung des virtuellen Artikulators.

Sie zeigt u. a. die Ausrichtung des Koordinatensystems, die Oberkieferzähne durch Kreise dargestellt, ein stilisiertes Zahnpaar auf der rechten Seite sowie einen Punkt an der Stelle des Zahnes 36 verbunden mit den drei beweglichen Punkten (zwei kondylären und einem inzisalen Punkt).

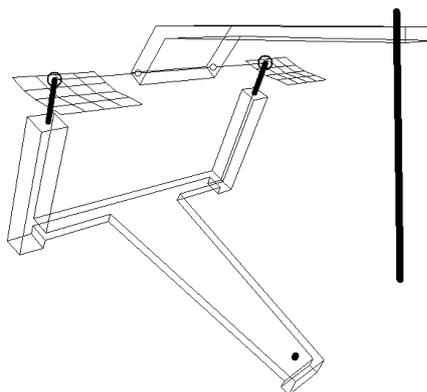


Abb. 27: Öffnungsbewegung des virtuellen Artikulators.

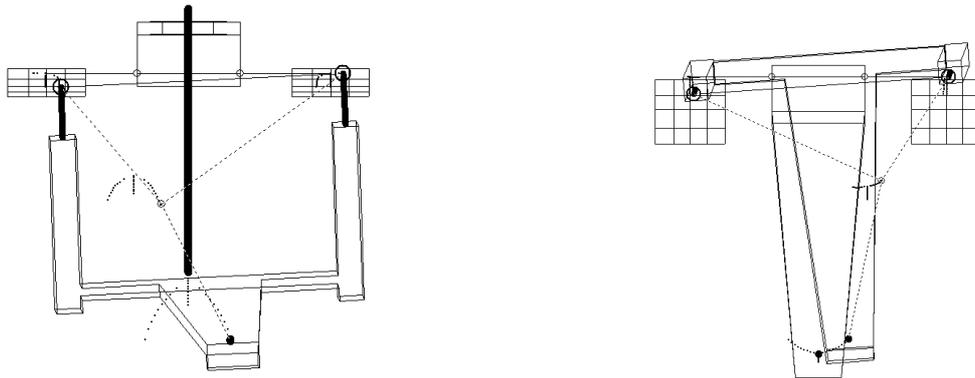


Abb. 28: Der virtuelle Artikulator in linkslateraler Stellung.
Links: Frontalansicht; Rechts: Aufsicht.

Für die Darstellung des Software-Artikulators am Bildschirm wurde eine eigene Computersimulation erstellt. Sie zeigt den virtuellen Artikulator

- perspektivisch,
- räumlich dreidimensional,
- aus beliebigen Ansichten/ Richtungen,
- mit einstellbaren Längen-, Höhen- und Breitenmaßen,
- mit individuell einstellbaren Führungsflächen,
- mit den für Artikulatoren typischen Bewegungen
 - Öffnen und Schließen (bis zu 180°),
 - Protrusion,
 - Laterotrusion nach rechts und links,
 - mit anatomisch korrekter Bennettbewegung: gewölbte ISS-Führung individuell einstellbar.

Die Einstellparameter des Artikulators lassen sich nach einer Parametertabelle zwischen den von Untersuchungen bekannten Varianzbreiten einstellen. Die Computersimulation des virtuellen Software- Artikulators ist als Demoprogramm auf CD im Anhang beigefügt.

Abbildung 29 (Seite 63) zeigt den virtuellen Artikulator mit dem gescannten Bild eines Modellpaares. Die *Abbildungen 30 – 35* (Seiten 63 - 66) stellen unterschiedliche Positionen und Bewegungen der virtuellen Modelle gegeneinander dar (Interkuspitationsposition, Protrusionstellung, Laterotrusionsstellung, bei geöffnetem Mund und bei ineinander rotierten Modellen).

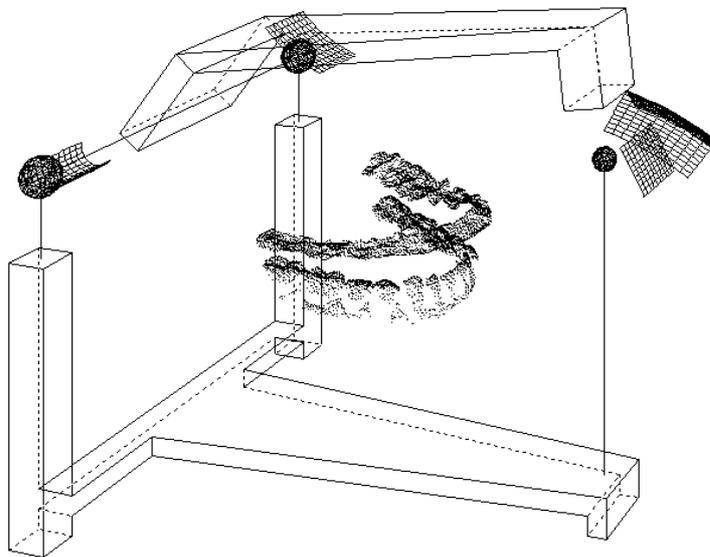


Abb. 29: Bild des virtuellen Artikulators mit zugeordneten digitalisierten Modellen.

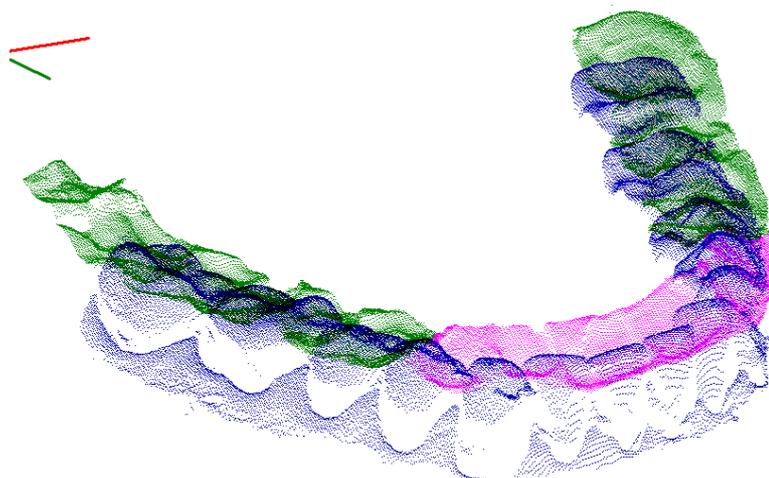


Abb. 30: Bild der gescannten Modelle in der Interkuspitationsstellung (IKP).
Unterkiefer blau, Oberkiefer-Seitenzähne grün, Frontzähne lila gefärbt.

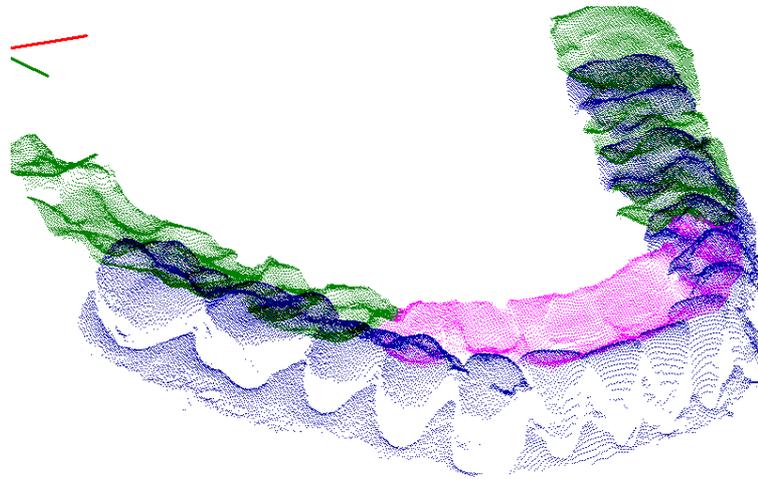


Abb. 31: Scanbild der Modelle in Protrusionsstellung.

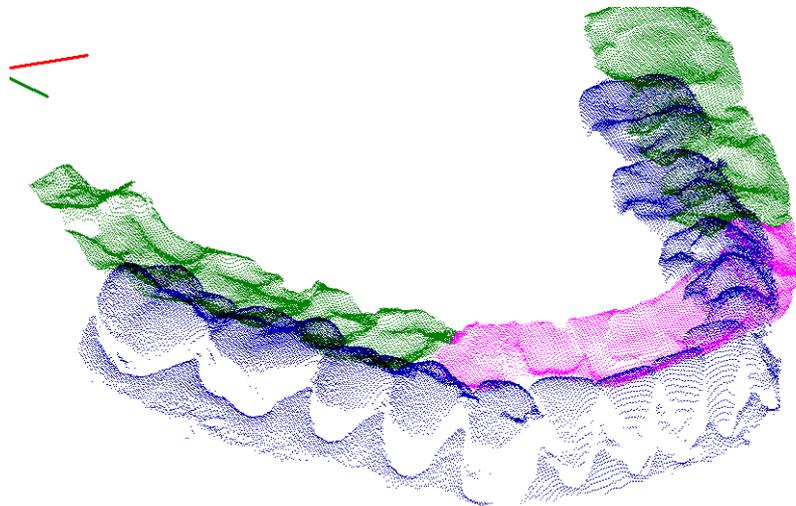


Abb. 32: Modelle in Rechtslateralstellung.

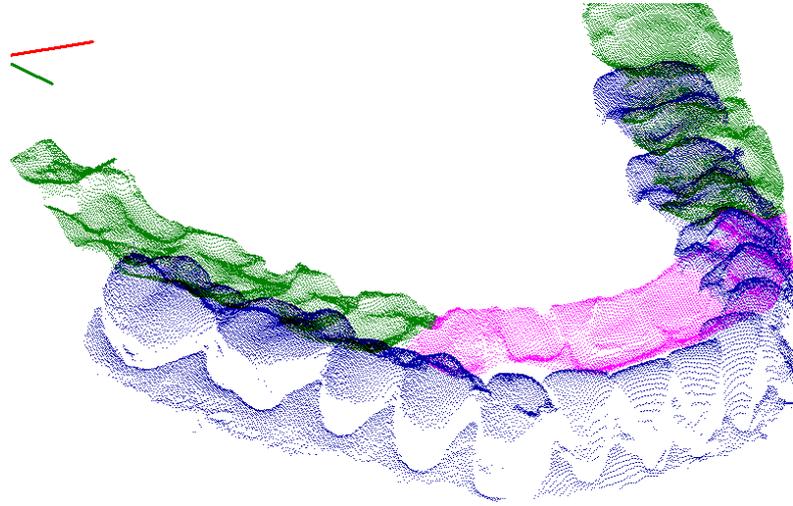


Abb. 33: Modelle in Linkslateralstellung.

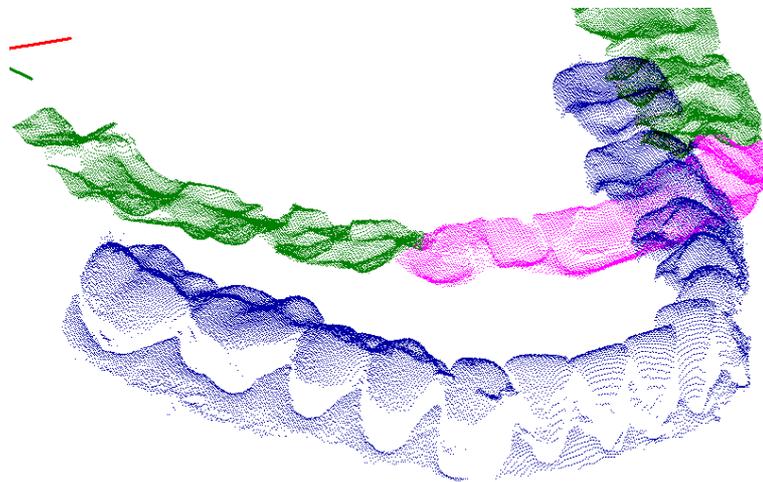


Abb. 34: Modelle in geöffneter Position.

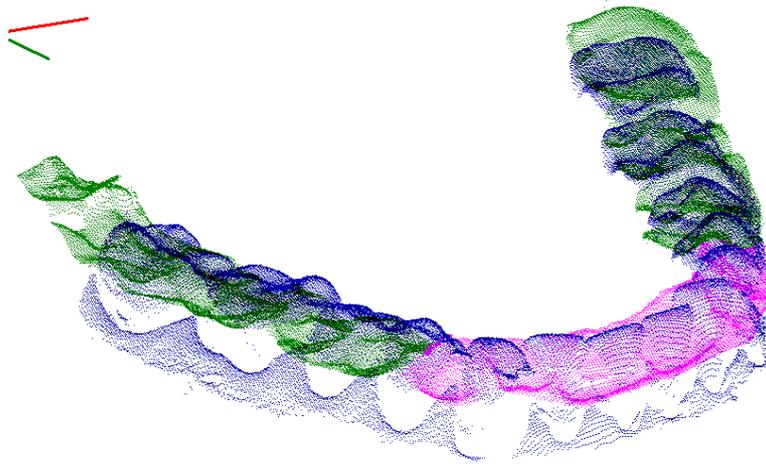


Abb. 35: Modelle um 5 mm (ca. $2,5^\circ$) ineinander rotiert.

4.0. ERGEBNISSE

4.1. Das mathematische Modell der Artikulatorenbewegungen

Es wurde ein mathematisches Modell und ein darauf basierendes Computerprogramm zur Simulation von Artikulatorenbewegungen entwickelt, welches die räumlichen Bewegungen

- eines vorgegebenen Artikulorentypes (Typ I - IV, Arcon - Non-Arcon),
- getrennt für den Oberteil und für den Unterteil eines Artikulators,
- entlang gerader oder gewölbter Führungsflächen,
- mit beliebigen individuellen Parametereinstellungen errechnen kann.
- Es kann alle Bewegungen eines Artikulators (Öffnen, Protrusion, Lateralbewegungen) naturgetreu wiedergeben.
- Es ist ein echtes dreidimensionales (3-D) Modell.

Die Genauigkeit des Modells wurde mathematisch überprüft. Sie beträgt 0,02 bis 0,002 mm. Diese Ungenauigkeit ergibt sich rechentechnisch aus den Rundungen, die sich nach der 6. Nachkommastelle (bei Rechnungen mit einfacher Genauigkeit) bzw. nach der 12. Nachkommastelle (bei Rechnungen mit doppelter Genauigkeit) ergeben. Bei sehr vielen nacheinander folgenden Berechnungen (wie es konkret bei unserem Verfahren der Fall war) addieren sich (bzw. potenzieren sich) solche Fehler. Daraus ergibt sich die oben angegebene Ungenauigkeit bzw. Genauigkeit der Methode.

Durch dieses Modell wurde ein neuer Artikulatortyp, ein virtueller bzw. Software-Artikulator geschaffen. Dieser existiert nur im Hauptspeicher eines Computers in Form eines Computerprogrammes. Der virtuelle Artikulator kann sämtliche Funktionen mechanischer Artikulatoren übernehmen.

4.2. Differenzen in den Bewegungen der Artikulatoren-Typen I bis IV

Die *Abbildungen 36, 37 38, und 39* (Seiten 68 - 69) zeigen in einer zweidimensionalen Darstellung den unterschiedlichen Charakter der Protrusionsbewegung der Artikulorentypen I - IV.

Typ I.

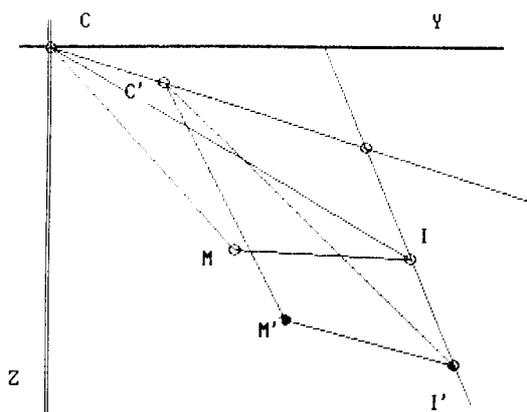


Abb. 36: Zweidimensionale Darstellung der Protrusionsbewegung eines Typ-I-Artikulators. Sowohl der Kondylenpunkt (C') wie auch der Inzisalpunkt (I') bewegen sich entlang ihrer Führungsfächen nach vorne. Der Molarenpunkt M wird dabei nach M' verschoben.

Typ II.

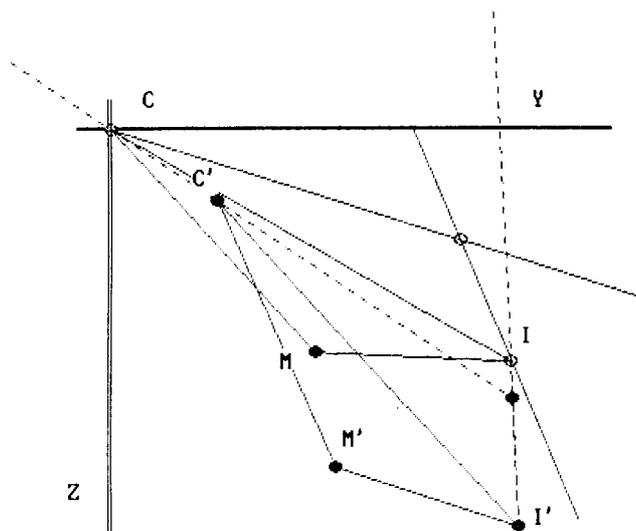


Abb. 37: Zweidimensionale Darstellung der Bewegung eines Typ-II-Artikulators. Bei der Protrusionsbewegung des Unterteils dieses Artikulatorstyps bewegen sich nicht die Kondylenpunkte entlang der Führungsfächen, sondern die durch Strichlinien gekennzeichneten Führungsfächen abgestützt an den Kondylenpunkten und dem Inzisalpunkt nach vorne. Der Kondylenpunkt C' und der Inzisalpunkt I' verlassen dabei ihre Führungsfächen. Punkt M kommt dabei zu einer anderen Stelle (M') als in der *Abbildung 36*.

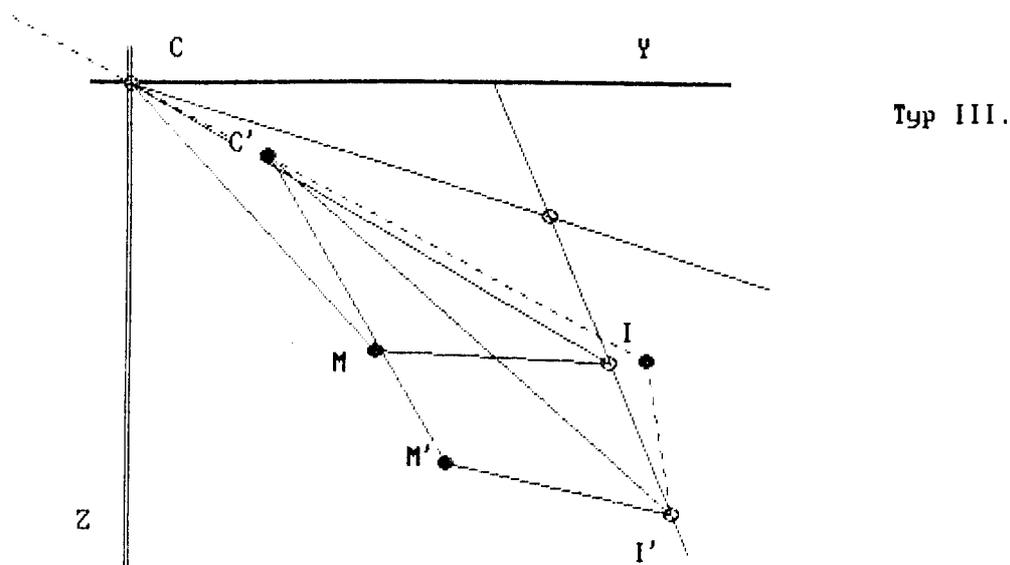


Abb. 38: Zweidimensionale Darstellung der Protrusionsbewegung eines Typ-III-Artikulators. Die kondyläre Führungsfäche bewegt sich nach vorne, indem sie sich an dem Kondylenpunkt C abstützt. Der Inzisalpunkt I' bewegt sich entlang der inzisalen Führungsfäche. Punkt M gelangt dabei nach M'.

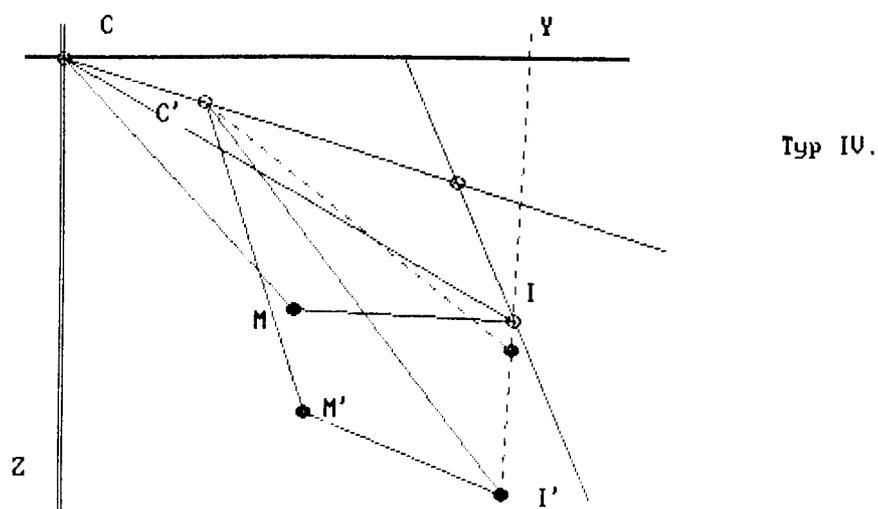


Abb. 39: Zweidimensionale Darstellung der Protrusionsbewegung eines Typ-IV-Artikulators. Der Kondylenpunkt C' bewegt sich entlang seiner Führungsfäche nach vorne. Der Inzisalpunkt I' verlässt seine Führungsfäche, die sich dabei um den Inzisalpunkt dreht. Punkt M gelangt nach M'.

Die *Abbildung 40* (Seite 70) zeigt eine Gegenüberstellung der Protrusionsbewegungen aller vier Artikulatoren-Typen.

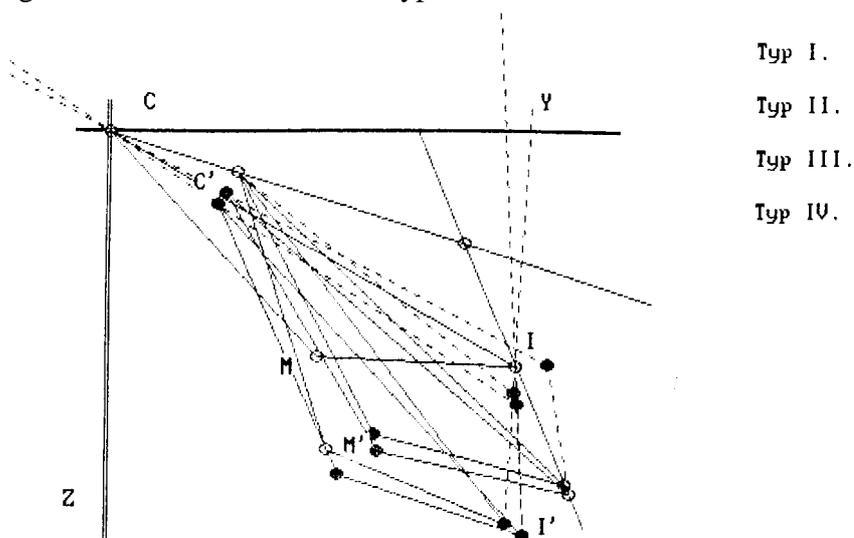


Abb. 40: Das Bild stellt die übereinanderprojizierten Protrusionsbewegungen aller vier Artikulatoren-Typen dar. Der Molarenpunkt M gelangt zu jeweils vier unterschiedlichen Stellen (M')!

Die *Abbildung 41* (Seite 70) stellt am Beispiel eines Typ-I-Artikulators die Methode der Generierung einer vollen Rollkurve eines Molarenpunktes dar.

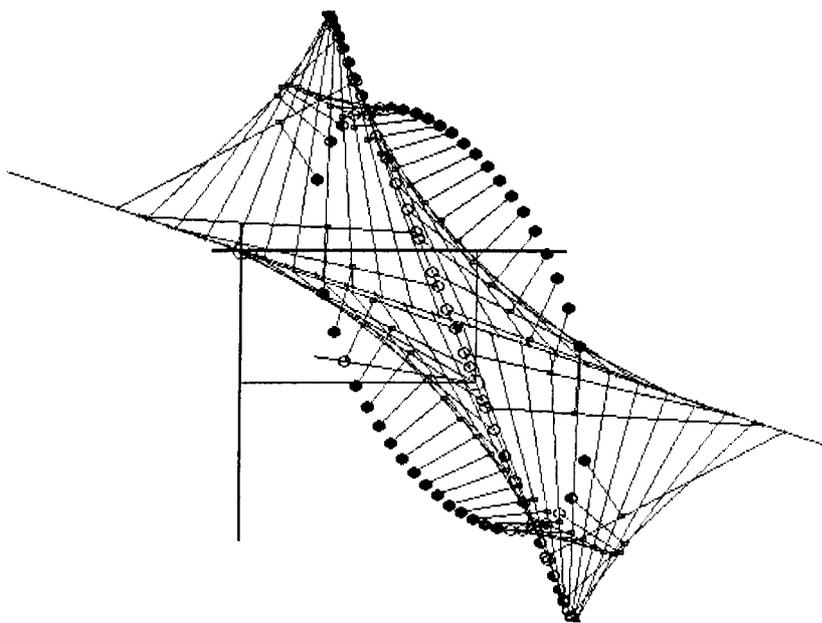


Abb. 41: Darstellung der Konstruktion der vollen Rollkurve (Ellipse) der Protrusionsbewegung eines Typ-I-Artikulators. Eine solche Bewegung kommt zwar in Wahrheit nie zustande, das Bild beweist jedoch, daß die natürliche Bewegung des Molarenpunktes Teil einer Ellipse darstellt.

Normale Parametereinstellungen

Typenvergleich	Protrusion				Laterotrusion							
					Laterotrusionsseite				Mediotrusionsseite			
	DX	DY	DZ	DXYZ	DX	DY	DZ	DXYZ	DX	DY	DZ	DXYZ
I – II	0,00	0,06	0,10	0,11	0,05	0,01	0,06	0,08	0,05	0,16	0,02	0,17
I – III	0,00	0,02	0,04	0,04	0,05	0,02	0,05	0,07	0,05	0,17	0,03	0,18
I – IV	0,00	0,04	0,06	0,07	0,00	0,00	0,01	0,01	0,00	0,00	0,01	0,01
II - IV	0,00	0,02	0,04	0,04	0,05	0,02	0,05	0,08	0,05	0,16	0,02	0,17

Tabelle 13: Entfernungen der Bahnendpunkte des Molarenpunktes bei den vier möglichen Artikulatoren-Typen (in Millimeter)**Extreme Parametereinstellungen**

Typenvergleich	Protrusion				Laterotrusion							
					Laterotrusionsseite				Mediotrusionsseite			
	DX	DY	DZ	DXYZ	DX	DY	DZ	DXYZ	DX	DY	DZ	DXYZ
I - II	0,00	0,51	0,80	0,95	1,78	0,85	1,41	2,42	1,80	0,26	1,33	2,25
I – III	0,00	0,00	0,10	0,10	1,78	0,94	1,52	2,51	1,80	0,35	1,44	2,34
I – IV	0,00	0,04	0,60	0,80	0,01	0,17	0,21	0,27	0,01	0,17	0,21	0,27
II - IV	0,00	0,01	0,16	0,16	1,62	0,67	1,31	2,19	1,66	0,08	1,19	2,04

Tabelle 14: Entfernungen der Bahnendpunkte des Molarenpunktes bei den vier möglichen Artikulatoren-Typen (in Millimeter)

Parameter	Protrusion			Laterotrusion					
				Laterotrusionsseite			Mediotrusionsseite		
	I - II	I - III	I - IV	I - II	I - III	I - IV	I - II	I - III	I - IV
Normalwerte	0,11	0,04	0,07	0,08	0,07	0,01	0,17	0,18	0,01
HKN= 10°; IBN = 80°	0,41	0,17	0,25	0,16	0,10	0,12	0,31	0,20	0,12
KBR= 50 mm; IR= 50 mm	0,35	0,03	1,57	0,37	0,18	0,20	0,48	0,17	0,21
MS= 100 mm; MV= 60 mm	0,12	0,02	0,10	0,17	0,17	0,01	0,22	0,23	0,01
IKA = 90 mm	0,00	0,00	0,00	0,14	0,14	0,06	0,17	0,21	0,06
BW = 40°	0,00	0,00	0,00	1,77	1,75	0,00	1,72	1,71	0,00
Extremwerte	0,95	0,10	0,80	2,42	2,51	0,27	2,25	2,34	0,27

Tabelle 15: Der Einfluß verschiedener Parametereinstellungen bzw. Parameterkombinationen auf die Typendifferenzen
(Angaben in Millimeter)

HKN = horizontale Kondylenbahnneigung
 IBN = Inzisalbahnneigung
 KBR = Kondylenbahnradius
 IR = Inzisalbahnradius

MS = sagittale Lage des Molarenpunktes
 MV = vertikale Lage des Molarenpunktes
 IKA = Interkondylarabstand
 BW = Bennett-Winkel

Die *Tabellen 13* und *14* (Seite 70/b) enthalten die Ergebnisse der Vergleiche der Bewegungen der vier möglichen Artikulatoren-Typen, errechnet und dargestellt am Beispiel der räumlichen Unterschiede zwischen den Bahnendpunkten der Bewegungen des gleichen Molarenpunktes. Die Tabellen enthalten die Ergebnisse bei einer Protrusions- bzw. bei einer Laterotrusionsbewegung (Laterotrusionsseite und Mediotrusionsseite) bei mittelwertigen (*Tab. 13*) (Seite 70/b) und bei extremen Parametereinstellungen (*Tab. 14*) (Seite 70/b). Es wurden die Bewegungen von jeweils zwei Artikulatoren-Typen einander gegenübergestellt. Ein Vergleich der Typen II und IV ergibt die Unterschiede zwischen typischen Arcon- (Typ IV) und Non-Arcon- (Typ II) Artikulatoren. Hieraus ergibt sich, daß die räumlichen Bewegungen der vier möglichen Artikulatoren-Typen nicht identisch sind. Nach 5 mm Kondylenbewegung ergeben sich zwischen den verschiedenen Artikulatoren-Typen für den Molarenpunkt Abweichungen bis zu 0,95 mm bei der Protrusion und bis zu 2,5 mm bei der Laterotrusionsbewegung.

Mit Ausnahme des Typenvergleiches I - IV waren die Differenzen bei den Lateralbewegungen größer als die Differenzen bei einer Protrusionsbewegung. Es wurden unterschiedlich große typenspezifische Differenzen für Molarenpunkte der beiden Kieferseiten ohne eindeutigen Trend bezüglich der Laterotrusions- oder der Mediotrusionsseite gefunden.

Die *Tabelle 15* (Seite 70/c) stellt den Einfluß unterschiedlicher Parametereinstellungen auf die typenspezifischen Differenzen dar. Die Einstellung unterschiedlicher Parameterwerte beeinflusst die Größe typenspezifischer Unterschiede. Extreme Parametereinstellungen verursachen große typenspezifische Unterschiede (0,1 mm - 2,51 mm). Den größten Einfluß auf die typenspezifische Differenzen haben bei der Protrusionsbewegung extreme Winkeleinstellungen beider Führungsflächen (z.B. 10° HKN und 80° IBN), während bei den Seitwärtsbewegungen die Rolle eines großen Bennett-Winkels dominiert.

Die *Abbildungen 42 bis 52* (Seiten 72 - 77) zeigen die typische Rollkurven der Bewegungsbahnen von den Kondylen- (C), Inzisal- (I) und Molarenpunkten (M) der vier Artikulatoren-Typen.

Die *Tabelle 16* (Seite 71) enthält eine Auflistung der mathematischen Bezeichnungen dieser Rollkurven.

Artikulator-Typ	Kondylenpunkt (C)	Inzisalpunkt (I)	Molarenpunkt (M)
Typ I	Gerade	Gerade	Ellipse
Typ II	PASKAL'sche Schnecke	PASKAL'sche Schnecke	PASKAL'sche Schnecke
Typ III	Konchoide	Gerade	Konchoide
Typ IV	Gerade	Konchoide	Konchoide

Tabelle 16: Rollkurven der vier Artikulator-Typen

Bei den *Abbildungen 51* und *52* (Seiten 76, 77) handelt es sich um Vergrößerungen der übereinanderprojizierten Rollkurven aller vier Artikulatoren-Typen.

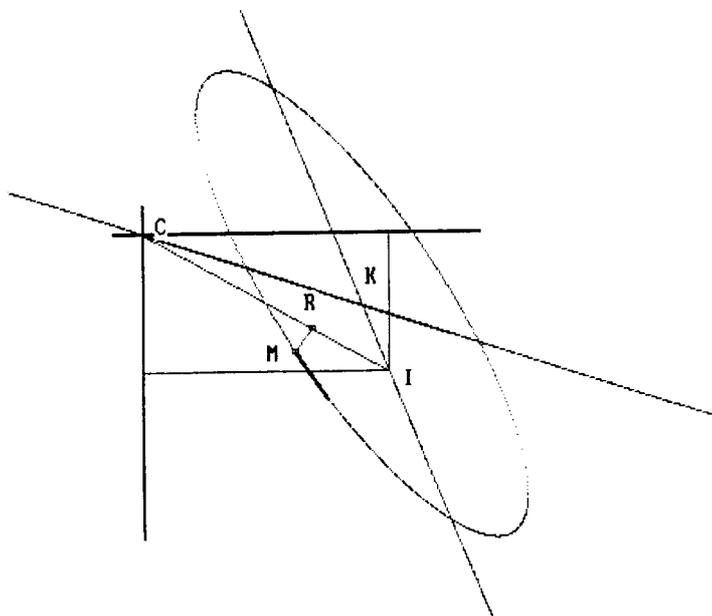


Abb. 42: Die Abbildung zeigt die volle Ellipse eines Molarenpunktes M bei der Protrusionsbewegung eines Typ-I-Artikulators. Die tatsächliche Bewegungsbahn entspricht einem kurzen Abschnitt dieser Ellipse.

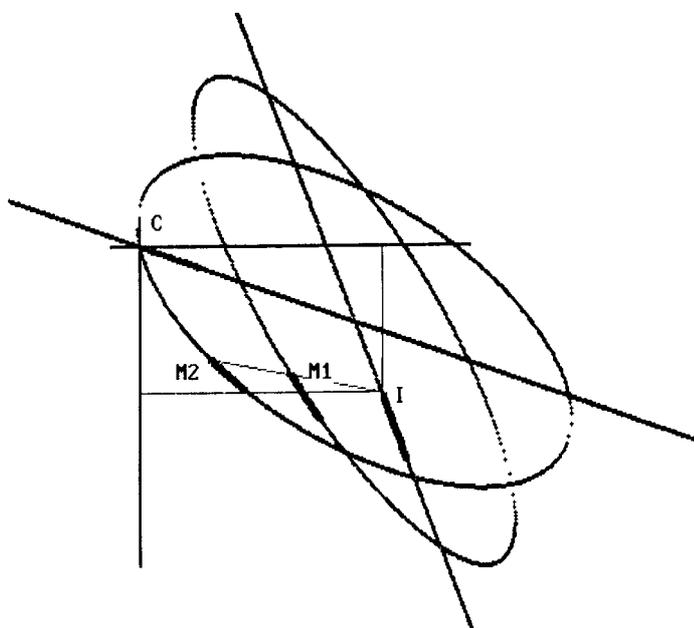


Abb. 43: Zwei unterschiedlich lokalisierte Molarenpunkte (M1, M2) bestimmen zwei unterschiedliche Ellipsen. Diese unterscheiden sich in ihrer Wölbung, Länge und Neigung.

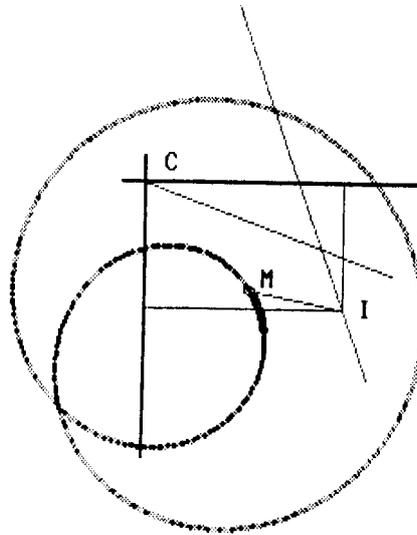


Abb. 44: Bei der Protrusionsbewegung eines Typ-II-Artikulators generiert ein Molarenpunkt M einen Teil einer sogenannten PASKAL'schen Schnecke.

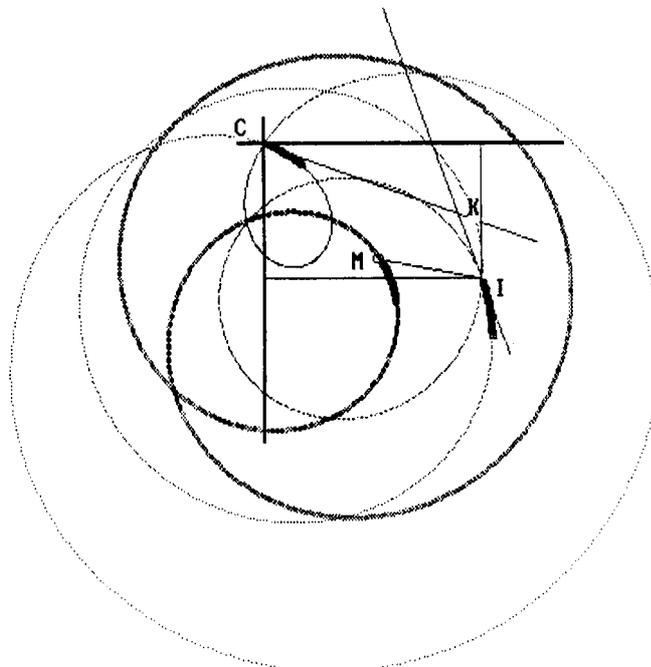


Abb. 45: Rollkurven (Paskal'sche Schnecken) der Punkte C, I, und M übereinander gelagert (Typ-II-Artikulator).

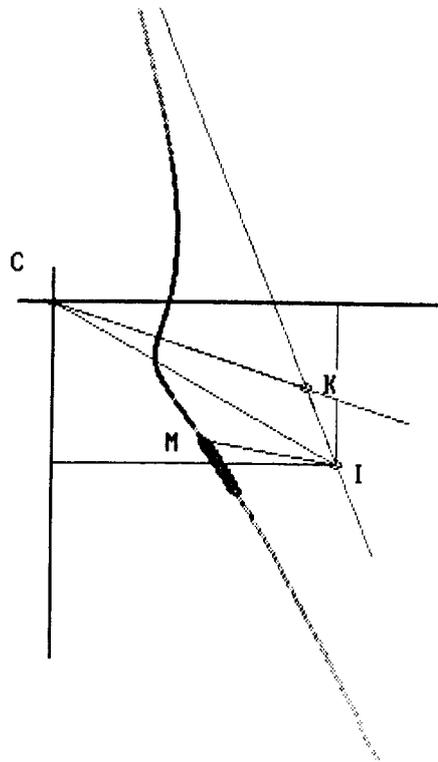


Abb. 46: Der Molarenpunkt M bewegt sich bei einem Typ-III-Artikulator entlang einer gestreckten Konchoide.

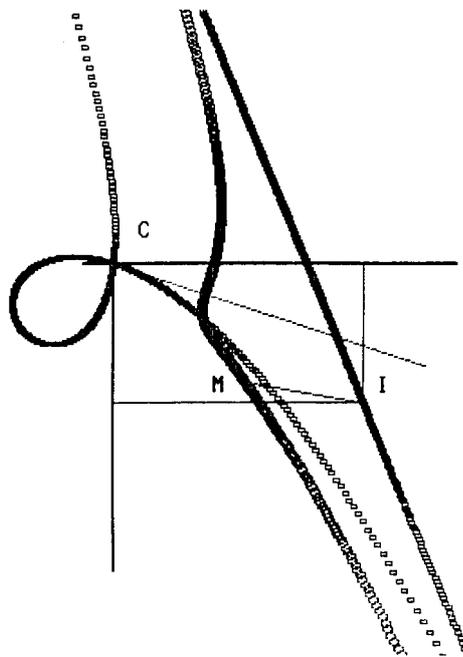


Abb. 47: Konchoiden und Gerade der Punkte C, M und I (Typ-III-Artikulator).

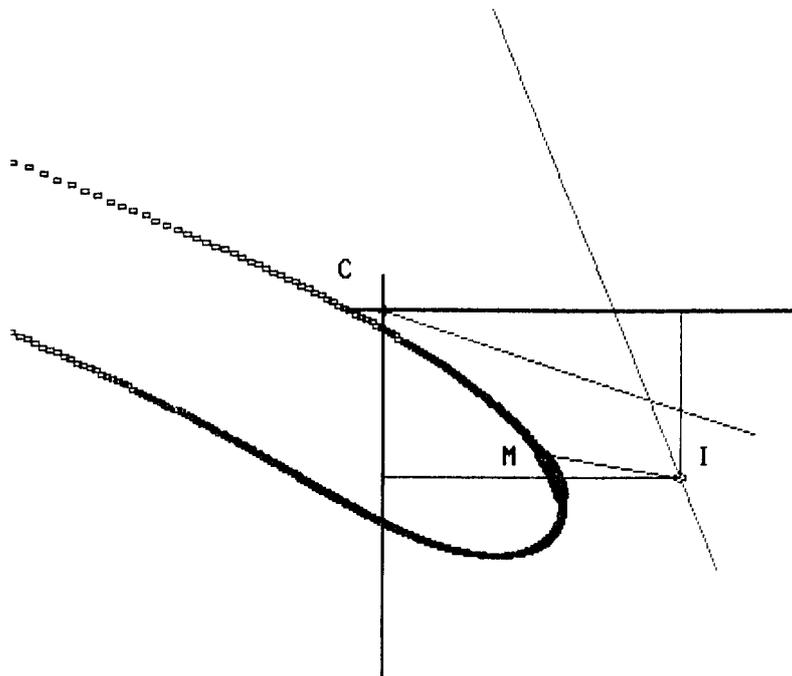


Abb. 48: Konchoide des Molarenpunktes M (Typ-IV-Artikulator).

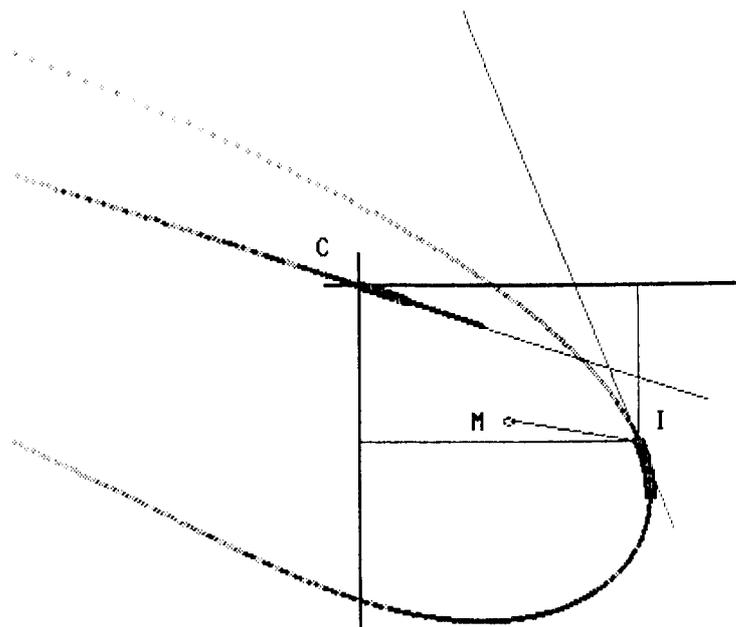


Abb. 49: Konchoiden der Punkte M und I (Typ-IV-Artikulator).

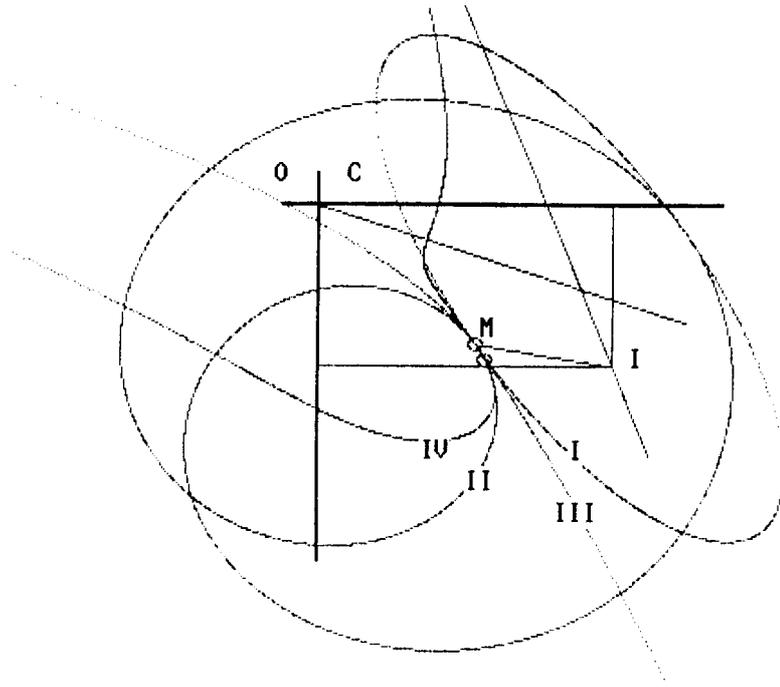


Abb. 50: Eine Überlagerung der Rollkurven des gleichen Molarenpunktes von vier möglichen Artikulatorentypen (I bis IV) zeigt, daß diese Bahnen unmittelbar nach dem Verlassen des Molarenpunktes auseinanderlaufen.

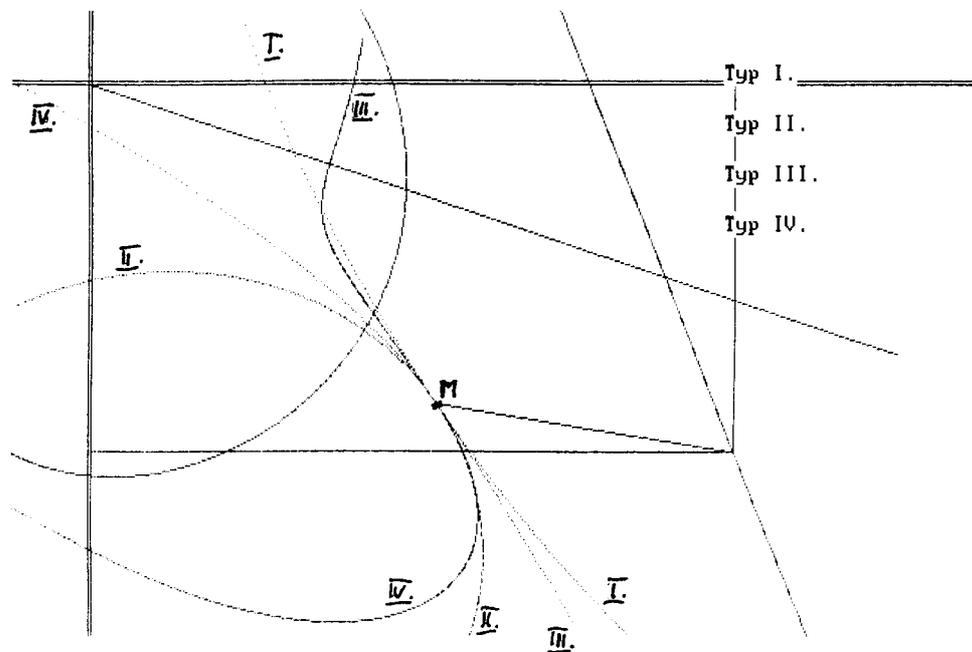


Abb. 51: Vergrößerter Ausschnitt aus der *Abbildung 50*.

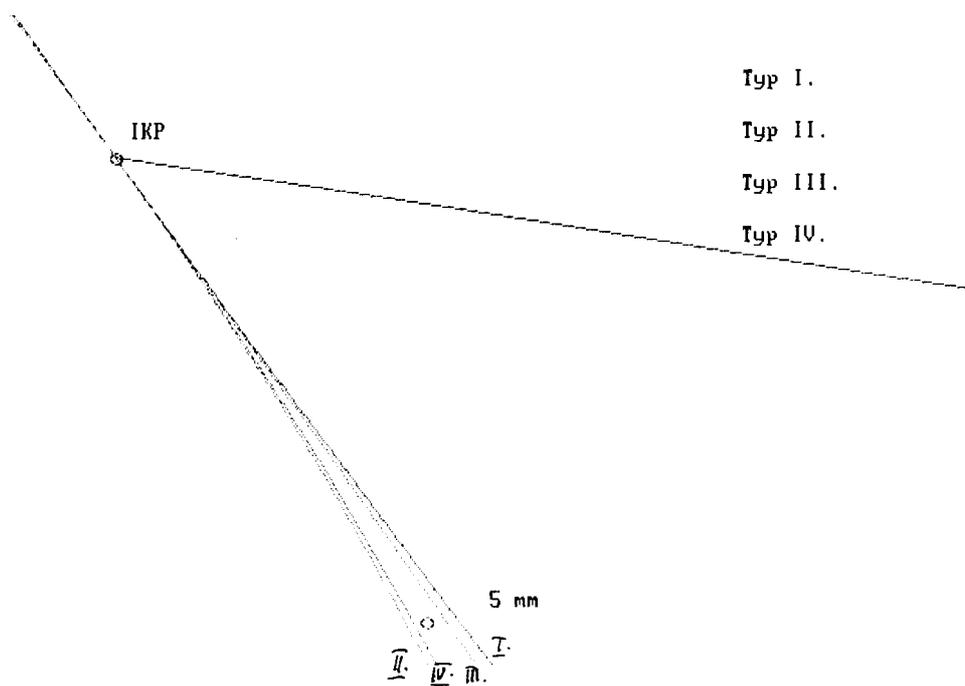


Abb. 52: Vergrößerte Abbildung der ersten 5 mm Protrusionsbewegung des Molarenpunktes bei den vier Artikulatoren-Typen. Die vier Bewegungsbahnen weichen schon nach 5 mm Bewegung deutlich voneinander ab.

4.3. Differenzen zwischen Arcon- und Non-Arcon-Artikulatoren

Es wurden die Bewegungen gebräuchlicher Arcon- und Non-Arcon-Artikulatoren mit dem Inzisalteller am Unterteil (z.B. Whip Mix gegenüber Dentatus ARH) untersucht und durch eine Gegenüberstellung der Typen IV (Arcon) und II (Non-Arcon) miteinander verglichen (Tab. 13, 14) (Seite 70/b) .

Es ließ sich feststellen, daß die Bewegungen von Arcon- und Non-Arcon-Artikulatoren nicht identisch sind. Die Größe der Unterschiede ist von der Bewegungsart und von den Parametereinstellungen abhängig. Bei Extremeinstellungen der Parameter können zwischen den beiden Artikulatorentypen Unterschiede bis zu 2,19 mm vorkommen (Tab. 13, 14).

4.4. Differenzen zwischen den Bewegungen des Oberteiles und den Bewegungen des Unterteiles von Artikulatoren

Die Tabelle 17 (Seite 78) stellt die Ergebnisse der Vergleiche zwischen den Bewegungen der beiden Artikulatorentteile bei allen vier Artikulatorentypen am Beispiel der Unterschiede zwischen den Bewegungen eines Molarenpunktes dar.

Typ	Parametereinstellung	Protrusion	Laterotrusion	
			Laterotrusionsseite	Mediotrusionsseite
I	Normalwerte	0,10	0,42	0,49
	Extremwerte	0,23	1,00	1,00
II	Normalwerte	0,10	0,41	0,47
	Extremwerte	0,26	0,62	0,39
III	Normalwerte	0,10	0,42	0,47
	Extremwerte	0,23	0,61	0,47
IV	Normalwerte	0,10	0,43	0,49
	Extremwerte	0,25	1,03	0,94

Tabelle 17: Differenzen zwischen den Bewegungen des Oberteils und des Unterteils von Artikulatoren der Typen I – IV

Es ließ sich feststellen, daß die Bewegungen des Oberteils eines Artikulators mit den Bewegungen des Unterteils des gleichen Artikulators nicht spiegelbildlich identisch sind. Die Differenzen sind bei allen vier Artikulatoren-Typen nachweisbar. Sie werden von den Parametereinstellungen beeinflusst und liegen in der Größenordnung von 0,1 mm bis 1,0 mm.

4.5. Der Einfluß individueller Parameter auf die Bewegungen von Artikulatoren

Der Einfluß individueller Parameter auf die Bewegungen von Artikulatoren, verursacht durch einheitliche bzw. extreme Parameterveränderungen im Vergleich zu einer mittelwertigen Einstellung der Parameter, wurde durch Veränderungen der Richtung und Länge der Bahn eines Molarenpunktes (M) als Winkel zwischen zwei Bahnen einerseits (*Abb. 24*) (Seite 56) und als Unterschied zwischen den beiden Bahnlängen andererseits (*Abb. 18*) (Seite 54) untersucht.

Die Ergebnisse der Untersuchung wurden in den *Tabellen 18 bis 24* (Seiten 78/b, 79, 79/b, 80, 80/b, 81) zusammengefaßt.

Der Einfluß der verschiedenen Parameter auf die Bewegungsrichtung eines Molarenpunktes ist unterschiedlich. Es ergaben sich Winkelveränderungen zwischen 0° und $37,22^\circ$ bei der Protrusion und zwischen $0,05^\circ$ und $43,63^\circ$ bei den Lateralbewegungen (*Tab. 18*) (Seite 78/b). Die größten Winkelveränderungen sowohl bei der Protrusion wie auch bei der Laterotrusion verursachen Veränderungen der Neigung der Inzisalbahn (IBN) (*Tab. 18*).

Parameter	Protrusion		Laterotrusion											
	SW		SW				HW				FW			
	1 Einheit	GW-GW	1 Einheit		GW - GW		1 Einheit		GW - GW		1 Einheit		GW - GW	
			Lat.	Med.	Lat.	Med.	Lat.	Med.	Lat.	Med.	Lat.	Med.	Lat.	Med.
Interkondylarabstand	0,00	0,00	3,48	2,45	13,76	9,70	3,20	3,34	12,47	13,97	0,48	0,23	1,79	0,91
Horizontale Kondylenbahnneigung	6,32	26,88	0,43	0,89	1,37	15,70	0,16	3,34	0,45	13,97	1,04	3,65	4,17	15,60
Kondylenbahnradius	1,03	6,44	0,05	0,61	0,29	3,03	0,02	0,50	0,12	2,61	0,15	0,58	0,93	2,99
Bennett-Winkel	0,00	0,00	1,94	3,26	7,83	13,38	0,77	4,63	3,04	17,96	2,30	2,81	8,99	11,09
Immediate Side Shift	0,00	0,00	1,32	2,18	6,06	13,17	0,55	3,23	2,42	14,32	1,59	1,95	7,11	8,71
Lateroprotrusion	0,00	0,00	3,09	1,53	11,96	5,95	2,70	1,92	10,46	7,47	0,28	0,43	1,07	1,64
Laterodetrusion	0,00	0,00	1,21	0,96	4,76	3,81	0,85	1,09	3,32	4,34	0,79	0,16	3,11	0,63
Lateroretrusion	0,00	0,00	2,22	1,30	8,90	5,13	1,85	1,48	7,43	5,89	0,21	0,33	0,83	1,32
Laterosurtrusion	0,00	0,00	1,23	0,96	4,83	3,81	0,71	1,09	2,80	4,34	0,72	0,14	2,85	0,63
Inzisalbahnneigung	9,24	37,22	10,30	11,20	40,13	43,63	7,37	6,95	28,14	26,30	7,74	5,99	30,80	24,65
Inzisalbahnradius	1,45	7,22	1,16	2,07	5,26	2,49	2,00	2,08	7,75	3,88	1,71	1,35	11,87	2,51
Artikulatorlänge	1,65	5,19	0,70	1,16	2,56	4,17	0,98	0,96	3,47	3,41	0,91	0,72	3,27	2,59
Artikulatorhöhe	4,32	15,99	0,11	0,13	0,31	0,54	0,15	0,11	0,46	0,47	0,14	0,09	0,43	0,33
M-Punkt-sagittal	2,26	8,72	2,42	2,05	9,07	7,61	1,30	1,99	4,85	7,42	1,81	0,54	6,76	2,00
M-Punkt-vertikal	1,57	6,15	6,86	5,44	24,49	19,67	5,76	6,47	21,44	25,10	1,38	1,33	5,39	5,26
M-Punkt-transversal	0,00	0,00	6,15	3,70	23,80	14,12	4,58	4,60	17,89	17,58	1,57	1,16	6,14	4,56

Tabelle 18: Änderungen der Winkelwerte der Bahn des Molarenpunktes bei Veränderungen der Parameterwerte

SW = Winkel zur Horizontalen in der Sagittalebene

HW = Winkel zur X-Achse in der Horizontalebene

FW = Winkel zur Horizontalen in der Frontalebene

GW = Grenzwert

Lat. = Laterotrusionsseite

Med. = Mediotrusionsseite

Parameter	Protrusion		Laterotrusion		Mediotrusion	
	A	B	A	B	A	B
Interkondylarabstand	0,00	0,00	0,48	1,78	0,55	2,07
Horizontale Kondylenbahnneigung	0,17	0,62	0,61	1,54	0,29	0,23
Kondylenbahnradius	0,01	0,04	0,05	0,34	0,01	0,02
Bennett-Winkel	0,00	0,00	1,02	3,98	0,93	3,58
Immediate Side Shift	0,00	0,00	0,58	2,87	0,51	2,56
Lateroprotrusion	0,00	0,00	0,18	0,70	0,13	0,52
Laterodetrusion	0,00	0,00	0,19	0,74	0,13	0,52
Lateroretrusion	0,00	0,00	0,05	0,19	0,09	0,36
Laterosurtrusion	0,00	0,00	0,06	0,22	0,10	0,37
Inzisalbahnneigung	0,23	0,79	0,44	2,37	0,57	2,02
Inzisalbahnradius	0,03	0,18	0,22	1,48	0,19	0,29
Artikulatorlänge	0,04	0,14	0,10	0,34	0,08	0,30
Artikulatorhöhe	0,18	0,69	0,02	0,05	0,01	0,04
M-Punkt-sagittal	0,27	0,84	0,95	3,78	0,96	3,81
M-Punkt-vertikal	0,13	0,53	0,24	0,89	0,08	0,23
M-Punkt-transversal	0,00	0,00	0,09	0,31	0,25	0,94

Tabelle 19: Änderungen der Bahnlänge des Molarenpunktes bei Veränderungen der Parameterwerte (Angaben in Millimeter)

A = Änderung der Parametereinstellungen um eine Einheit

B = Änderung der Parametereinstellungen von Grenzwert zu Grenzwert

Die *Tabelle 19* (Seite 79) stellt den Einfluß von einheitlichen (A) und maximalen (B) Veränderungen der einzelnen Parameter auf die Länge der Bewegungsbahn eines Molarenpunktes bei der Protrusion und bei der Lateralbewegung (Laterotrusionsseite, Mediotrusionsseite) dar. Der Einfluß wurde durch die Größe der Veränderungen der Länge der Bahn eines Molarenpunktes in Millimeter dargestellt.

Der Einfluß der Parameter auf die Länge der Molarenpunktbahn ist unterschiedlich (*Tab 19*). Bei einer 5 mm langen Kondylenbewegung können extreme Einstellungen der Parameter die Länge der Bahn des Molarenpunktes bis zu 3,98 mm verändern (*Tab. 19*). Die größten Längenveränderungen wurden bei der Protrusion durch die sagittale Lage des Molarenpunktes und die Inzisalbahnneigung, bei der Lateralbewegungen durch die Bennett-Bewegung und die sagittale Lage des Molarenpunktes verursacht.

Die Einflußgrößen der einzelnen Parameter sowie ihre Gesamtwertung sind in der *Tabelle 20* (Seite 79/b) in einer zweistufigen Darstellung (groß – klein) zusammengefaßt.

Die *Tabelle 21*(Seite 80) enthält die Einordnung der Parameter entsprechend der Größenordnung ihres Einflusses.

Parameter	Protrusion		Laterotrusion								Beurteilung	
	SW	Bahnlänge	Laterotrusionsseite				Mediotrusionsseite					
			SW	HW	FW	Bahnlänge	SW	HW	FW	Bahnlänge		
Interkondylarabstand	0	0	K	K	K	K	K	K	K	K	G	G
Kondylenbahnneigung	G	K	K	K	K	G	K	K	K	K	K	G
Kondylenbahnradius	K	K	K	K	K	K	K	K	K	K	K	K
Bennett-Winkel	0	0	K	K	K	G	K	K	K	K	G	G
Immediate Side Shift	0	0	K	K	K	G	K	K	K	K	G	G
Lateroprotrusion	0	0	K	K	K	K	K	K	K	K	K	K
Laterodetrusion	0	0	K	K	K	K	K	K	K	K	K	K
Lateroretrusion	0	0	K	K	K	K	K	K	K	K	K	K
Laterosurtrusion	0	0	K	K	K	K	K	K	K	K	K	K
Inzisalbahnneigung	G	K	G	G	G	K	G	G	G	G	G	G
Inzisalbahnradius	K	K	K	K	K	K	K	K	K	K	K	K
Artikulator-Länge	K	K	K	K	K	K	K	K	K	K	K	K
Artikulator-Höhe	K	K	K	K	K	K	K	K	K	K	K	K
Molarenpunkt-sagittal	K	K	K	K	K	G	K	K	K	K	G	G
Molarenpunkt-vertikal	K	K	G	G	K	K	K	G	K	K	K	G
Molarenpunkt-transversal	0	0	G	K	K	K	K	K	K	K	K	G

Tabelle 20: Einflußgrößen der Parameter auf die Bahn des Molarenpunktes (zweistufig)

SW = Winkel zur Horizontalen in der Sagittalebene

HW = Winkel zur X-Achse in der Horizontalebene

FW = Winkel zur Horizontalen in der Frontalebene

G = Groß

K = Klein

0 = kein Einfluß

1. Kondylenbahnneigung (HKN):	Groß
2. Inzisalbahnneigung (IBN):	Groß
3. Bennett-Winkel (BW):	Groß
4. Immediate Side Shift (ISS):	Groß
5. Interkondylarabstand (IKA):	Groß
6. Molarenpunkt-sagittal (MS):	Groß
7. Molarenpunkt-vertikal (MV):	Groß
8. Molarenpunkt-transversal (MT):	Groß
9. Lateroprotrusion (LP):	Klein
10. Laterodetrusion (LD):	Klein
11. Lateroretrusion (LR):	Klein
12. Laterosurtrusion (LS):	Klein
13. Kondylenbahnradius (KBR):	Klein
14. Inzisalbahnradius (IR):	Klein
15. Funktionelle Baulänge (AL):	Klein
16. Funktionelle Bauhöhe (AH):	Klein

Tabelle 21: Reihenfolge der Parameter entsprechend der Größenordnung ihres Einflusses auf die Artikulatorbewegungen (zweistufige Einteilung)

Die *Tabelle 22* (Seite 81) zeigt die Bewertung der Bedeutung der einzelnen Parameter anhand den verursachten Winkelveränderungen in einer zehnstufigen Bewertungskala sowie eine Gesamtbenotung.

Die *Tabelle 23* (Seite 81) zeigt die Bewertung der Bedeutung der einzelnen Parameter anhand der verursachten Bahnlängenveränderungen in einer zehnstufigen Bewertungskala sowie eine Gesamtbenotung.

Tabelle 24 (Seite 81) zeigt die Bildung einer Gesamtbenotung anhand der Bedeutungswerte bei den Winkelveränderungen und bei den Bahnlängenveränderungen.

Parameter	Protrusion		Laterotrusion												Gesamtnote
	SW		SW				HW				FW				
		Note	Lat.	Note	Med.	Note	Lat.	Note	Med.	Note	Lat.	Note	Med.	Note	
Interkondylarabstand	0,00	0	3,48	4	2,45	3	3,20	3	3,34	3	0,48	1	0,23	1	4
Horizontale Kondylenbahnneigung	6,32	6	0,43	1	0,89	1	0,16	1	3,34	3	1,04	1	3,65	4	6
Kondylenbahnradius	1,03	1	0,05	1	0,61	1	0,02	1	0,50	1	0,15	1	0,58	1	1
Bennett-Winkel	0,00	0	1,94	2	3,26	3	0,77	1	4,63	5	2,30	3	2,81	3	5
Immediate Side Shift	0,00	0	1,32	2	2,18	2	0,55	1	3,23	3	1,59	2	1,95	2	3
Lateroprotrusion	0,00	0	3,09	3	1,53	2	2,70	3	1,92	2	0,28	1	0,43	1	3
Laterodetrusion	0,00	0	1,21	2	0,96	1	0,85	1	1,09	1	0,79	1	0,16	1	2
Lateroretrusion	0,00	0	2,22	2	1,30	2	1,85	2	1,48	2	0,21	1	0,33	1	2
Laterosurtrusion	0,00	0	1,23	2	0,96	1	0,71	1	1,09	1	0,72	1	0,14	1	2
Inzisalbahnneigung	9,24	9	10,30	10	11,20	10	7,37	7	6,95	7	7,74	7	5,99	6	10
Inzisalbahnradius	1,45	2	1,16	2	2,07	2	2,00	2	2,08	2	1,71	2	1,35	2	2
Artikulatorlänge	1,65	2	0,70	1	1,16	2	0,98	1	0,96	1	0,91	1	0,72	1	2
Artikulatorhöhe	4,32	4	0,11	1	0,13	1	0,15	1	0,11	1	0,14	1	0,09	1	4
M-Punkt-sagittal	2,26	3	2,42	3	2,05	2	1,30	2	1,99	2	1,81	2	0,54	1	3
M-Punkt-vertikal	1,57	2	6,86	7	5,44	5	5,76	6	6,47	6	1,38	2	1,33	2	7
M-Punkt-transversal	0,00	0	6,15	6	3,70	4	4,58	5	4,60	5	1,57	2	1,16	2	6

Tabelle 22: Zuordnung der Bedeutungswerte zu den einzelnen Parameter anhand der Größe der Winkelveränderungen

SW = Winkel zur Horizontalen in der Sagittalebene

HW = Winkel zur X-Achse in der Horizontalebene

FW = Winkel zur Horizontalen in der Frontalebene

GW = Grenzwert

Lat. = Laterotrusionsseite

Med. = Mediotrusionsseite

Parameter	Protrusion		Laterotrusion		Mediotrusion		Gesamt- note
	A	Note	A	Note	A	Note	
Interkondylarabstand	0,00	0	0,48	5	0,55	6	6
Horizontale Kondylenbahnneigung	0,17	2	0,61	7	0,29	3	7
Kondylenbahnradius	0,01	1	0,05	1	0,01	1	1
Bennett-Winkel	0,00	0	1,02	10	0,93	10	10
Immediate Side Shift	0,00	0	0,58	6	0,51	5	6
Lateroprotrusion	0,00	0	0,18	2	0,13	2	2
Laterodetrusion	0,00	0	0,19	2	0,13	2	2
Lateroretrusion	0,00	0	0,05	1	0,09	1	1
Laterosurtrusion	0,00	0	0,06	1	0,10	1	1
Inzisalbahnneigung	0,23	3	0,44	5	0,57	6	6
Inzisalbahnradius	0,03	1	0,22	3	0,19	2	3
Artikulatorlänge	0,04	1	0,10	1	0,08	1	1
Artikulatorhöhe	0,18	2	0,02	1	0,01	1	2
M-Punkt-sagittal	0,27	3	0,95	10	0,96	10	10
M-Punkt-vertikal	0,13	2	0,24	3	0,08	1	3
M-Punkt-transversal	0,00	0	0,09	1	0,25	3	3

Tabelle 23: Zuordnung der Bedeutungswerte zu den einzelnen Parametern anhand der Größe der Bahnlängenveränderungen

Parameter	Winkel	Bahnlänge	Gesamtnote
Interkondylarabstand	4	6	6
Horizontale Kondylenbahnneigung	6	7	7
Kondylenbahnradius	1	1	1
Bennett-Winkel	5	10	10
Immediate Side Shift	3	6	6
Lateroprotrusion	3	2	3
Laterodetrusion	2	2	2
Lateroretrusion	2	1	2
Laterosurtrusion	2	1	2
Inzisalbahnneigung	10	6	10
Inzisalbahnradius	2	3	3
Artikulatorlänge	2	1	2
Artikulatorhöhe	4	2	4
M-Punkt-sagittal	3	10	10
M-Punkt-vertikal	7	3	7
M-Punkt-transversal	6	3	6

Tabelle 24: Gesamtbenotung der einzelnen Parameter

5.0. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

5.1. Gegenstand der Untersuchungen

Die erstellte und angewendete mathematische Methode war auf die Untersuchung der Bewegungen von Gelenkartikulatoren mit Kugelgelenken und mechanisch einstellbaren Führungsflächen abgestimmt. Die Bewegungen dieser Geräte können durch die Verlagerungen ihrer Bewegungszentren (Mittelpunkte der Kondylarkugeln und Spitze des Inzisalstiftes) (170) entlang ihrer geometrisch definierbaren Führungsflächen (Gelenkführung, Inzisalführung) mathematisch berechnet werden. Damit werden alle vier Artikulatoren - Typen gemäß der Einteilung nach DERKSEN und VAN HAERINGEN (37) erfaßt.

Das Modell ist für die Untersuchung gelenkloser Artikulatoren nicht geeignet. Die Bewegungen stereographischer Artikulatoren (z. B. TMJ) sowie solcher mit gefrästen Kondylenboxen (144) werden durch individuell ausgeformte Kondylargehäuse geführt, deren Oberfläche keinem definierten geometrischen Körper entspricht. Das gleiche gilt auch für individuell geformte oder gefräste Inzisalführungen. Die Geometrie, die Bewegungen und die Handhabung von Artikulatoren des Typs "Condylator" mit Gelenkteilen in Form eines Doppelkonus weichen von Artikulatoren mit Kugelgelenken deutlich ab (58). Aus diesen Gründen wurde auf die Untersuchung gelenkloser Roboterartikulatoren, von Kaubahnträgern, Artikulatoren mit freischwinger Achse, stereographischer Artikulatoren und von Artikulatoren des Typs "Condylator" verzichtet.

Physiologische Eigenschaften des stomatognathen Systems wie etwa die Resilienz der Schleimhaut, die Kompressibilität der Kiefergelenke, die Intrusion der Zähne, die elastische Deformation der Kiefer bei Bewegungen etc. sind mit mechanischen Artikulatoren und starren Gipsmodellen nicht nachvollziehbar (100, 101, 102). Aus diesem Grunde bleibt die mechanische Simulation natürlicher Unterkieferbewegungen mit Hilfe von Artikulatoren immer nur eine Annäherung, auch dann, wenn moderne Verfahren, wie z.B. Roboterartikulatoren, einige von diesen physiologischen Eigenschaften nachvollziehen können (41, 43). Aus diesen Gründen wurde auf die Untersuchung natürlicher Unterkieferbewegungen sowie auf einen Vergleich zwischen den natürlichen Unterkieferbewegungen und den künstlichen Artikulatorbewegungen bewußt verzichtet.

5.2. Das mathematische Modell der Artikulatorenbewegungen

Zur Untersuchung von Unterkiefer- oder Artikulatorenbewegungen bzw. zum Einfluß individueller Parameter auf diese Bewegungen wurden von anderen Autoren entweder graphische Methoden (3, 9, 28, 36, 107, 137, 147, 181, 201, 249, 250, 251) oder mathematische Verfahren (11, 36, 37, 75, 83, 84, 85, 87, 88, 90, 91, 92, 104, 105, 106, 109, 153, 163, 171, 191, 192, 203, 216, 217, 233, 234, 235, 236, 237, 256, 259) angewendet.

Die Ablesegenauigkeit graphischer Methoden ist mit ca. 0,36 mm gering (155). Darüber hinaus wird jede Projektion einer dreidimensionalen Bewegung auf nur eine Ebene durch unvermeidliche Projektionsphänomene beeinflusst (113, 137, 138, 139,

169, 170, 248). Die geringe Genauigkeit wird dadurch weiter gemindert. Eine genaue und gleichzeitig projektionsfreie Darstellung von dreidimensionalen Artikulatorenbewegungen kann nur durch die mathematische Berechnung der Bewegungen punktförmiger Objekte (z.B. der von Bewegungszentren) erfolgen.

Die erreichbare Genauigkeit einer mathematischen Methode ist mit 0,02 - 0,03 mm (234, 237) einer graphischen Methode deutlich überlegen. Die bisher angewandten mathematischen Verfahren konnten jedoch die räumlichen Unterkiefer- bzw. Artikulatorbewegungen nicht in ihren vollen Komplexität erfassen.

Für die Durchführung der vorliegenden Untersuchung wurde eine projektionsfreie mathematische Methode entwickelt, die die Bewegungen der untersuchten Gelenkartikulatoren in ihrer vollen Komplexität simulieren kann. Die Methode ist eine Kombination der analytisch-geometrischen Methode von HOBBO und TAKAYAMA (85, 87, 88, 90, 91, 92, 237) sowie von KATONA (104, 105, 106) einerseits und der Methode der vordefinierten Bewegungsbahnen für die Führung der Bewegungszentren von SLAVICEK (216) andererseits.

Die Genauigkeit des Modells wurde mathematisch überprüft. Es wurde bis zu 0,002 mm mit sehr großer Wahrscheinlichkeit bzw. bis zu 0,02 mm mit absoluter Sicherheit für genau befunden. Diese Werte entsprechen der Genauigkeit von 0,033 mm des mathematischen Modells von TAKAYAMA und HOBBO (237). Die Genauigkeit des Modells ist darüber hinaus deutlich besser als diejenige mechanisch-graphischer Methoden (3, 9, 28, 139, 147, 163, 181, 251) (ca. 0,36 mm) (155).

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung sind mathematisch errechnete Daten, nicht aber Meßergebnisse. Deshalb ist eine statistische Prüfung und Sicherung nicht sinnvoll.

Das entwickelte mathematische Modell kann die dreidimensionalen Bewegungen vom Oberteil und vom Unterteil aller vier möglichen Artikulorentypen (37) sowohl mit geradlinigen als auch mit gewölbten Führungsflächen bei allen Parametereinstellungen verzeichnungsfrei simulieren.

5.3. Differenzen in den Bewegungen von Artikulatoren mit unterschiedlicher Anordnung der Führungsflächen (Arcon und Non-Arcon- bzw. Typ I - Typ IV- Differenzen)

In Zahnmedizin und Zahntechnik werden etwa gleichhäufig Arcon- und Non-Arcon-Artikulatoren benutzt (219). Die Entscheidung für einen Typ ist meistens nicht von der Funktionsweise, sondern von anderen Qualitäten, wie Trennbarkeit, leichte Handhabung, Stabilität, Preis etc. abhängig (53, 54, 78, 187, 219). Auch verwendet man sowohl Artikulatoren mit am Unterteil befestigtem Inzisaltisch (Panadent, Protar, Artex AN) wie auch solche mit am Oberteil befestigtem Inzisaltisch (SAM2, 3, Artex Reference). Es gibt unterschiedliche Meinungen bezüglich des Einflusses der Anordnung der Führungsflächen auf die Artikulatorenbewegungen (2, 6, 7, 11, 36, 37, 39, 53, 233, 234, 256).

Aufgrund der Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung kann festgestellt werden,

daß die Bewegungen aller vier möglichen Artikulatorentypen (I - IV) nach DERKSEN und VAN HAERINGEN (37), dargestellt am Beispiel der Bewegungen eines Molarenpunktes, bei identischen Maßen und Parametereinstellungen unterschiedlich sind (*Tab. 13, 14*) (Seite 70/b).

Durch den Vergleich der Gruppen IV und II (*Tab 13, 14*) wurden die Bewegungen von Arcon und Non-Arcon-Artikulatoren einander gegenübergestellt und so der Einfluß der Anordnung der kondylären Führungsflächen untersucht. Die Bewegungen der beiden Artikulatorentypen Arcon und Non-Arcon sind unterschiedlich.

Durch ein Vergleich der Typen I und IV (*Tab. 13, 14*) wurde die Rolle der Anordnung der inzisalen Führungsfläche erörtert. Besonders bei der Protrusion verursacht sie große Bewegungsunterschiede.

Die Größe der typenspezifischen Differenzen ist von

- der Bewegungsart (Protrusion, Laterotrusion),
- der Kieferseite (Laterotrusionsseite, Mediotrusionsseite),
- den einander gegenübergestellten Artikulatoren-Typen (I - II, I - III, I - IV, II - IV),
- den Parametereinstellungen (normale bzw. extreme Parametereinstellungen)

abhängig.

Bei der Protrusion sind die Differenzen zwischen den Typen I und II am größten und zwischen den Typen I und III am kleinsten. Bei den Lateralbewegungen findet man die größten Differenzen zwischen den Gruppen I und III, die kleinsten Differenzen beim Vergleich der Typen I und IV.

Bisher untersuchte man mathematisch-geometrisch hauptsächlich die Protrusionsbewegung von Arcon- und Non-Arcon-Artikulatoren (11, 36, 37, 104, 109, 153, 163, 216, 235, 249). Bei einem Vergleich der Gruppen IV und II (Arcon gegen Non-Arcon) sind jedoch die Differenzen der Protrusion (0,16 mm) minimal, mehr als zehnfach kleiner als bei den Lateralbewegungen (2,19 mm). Bei einem Vergleich der Typen I und IV (zwei Typen mit unterschiedlich angeordneten Inzisalführungen) (*Abb. 1*) (Seite 10) sind die Differenzen bei der Protrusion groß (0,8 mm) und die Differenzen bei den Lateralbewegungen mäßig (0,3 mm). Diese beiden Gruppen wurden bisher noch nicht verglichen. Dies sind weitere Erklärungen dafür, weshalb man die Auswirkungen der Anordnung der Führungsflächen verkannt hat.

Die Differenzen zwischen jeweils zwei Artikulatorentypen werden von den Einstellwerten individueller Parameter beeinflusst: Je extremer die Parameter, desto größer werden die Unterschiede (*Tab. 13, 14*). Bei einer mittelwertigen Einstellung der Parameter betragen die Unterschiede zwischen jeweils zwei Artikulatoren-Typen bei beiden Bewegungsarten (Protrusion und Seitwärtsbewegung) weniger als 0,2 mm (*Tab. 13*). Bei Extremeinstellungen der Parameter können jedoch die Unterschiede Werte bis zu 2,5 mm erreichen (*Tab. 14*). Die relativ kleinen Differenzen bei mittelwertigen Parametereinstellungen können eine Erklärung dafür sein, weshalb viele Untersucher (2, 36, 53, 256) die Bewegungen der beiden Artikulatorentypen Arcon und Non-Arcon für gleich oder ähnlich halten. Erst bei einem durchaus denkbaren ungünstigen Zusammenfallen mehrerer Extremwerte schnellen die

Differenzen in die Höhe. Es erhebt sich die Frage, ob bei solchen Differenzen die Verwendung unterschiedlicher Artikulatorentypen sinnvoll bzw. zulässig ist.

Die Frage der typenspezifischen Unterschiede wird in der Literatur kontrovers dargestellt. Während einige Untersucher (7, 11, 36, 37, 39) die Bewegungen von Arcon- und Non-Arcon-Artikulatoren für unterschiedlich halten, nehmen andere (2, 20, 53, 256) an, daß diese Artikulatorentypen identische Bewegungsmuster aufweisen. Aus den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung ergab sich, daß die Bewegungen der vier Artikulatorentypen unterschiedlich sind. Es bleibt nur noch die Frage offen, welcher von den vier möglichen Typen die richtigen, den natürlichen Unterkieferbewegungen entsprechenden Bewegungen aufweist. Rein logisch bietet sich die Annahme an, daß die Artikulatoren des Typs I bezüglich ihres Aufbaus und der Anordnung ihrer Führungsflächen den anatomischen Verhältnissen des menschlichen Schädels am nächsten sind. So ist es wahrscheinlich, daß ihre Bewegungen am ehesten die menschlichen Unterkieferbewegungen nachahmen. Die Frage kann jedoch mit den Methoden der vorliegenden Untersuchung nicht beantwortet werden. Sie muß durch weitere, auch klinische Untersuchungen geklärt werden.

Im Laufe der vorliegenden Untersuchungen wurde bei den Vergleichsgruppen I - II bei der Protrusionsbewegung und einer Einstellung von 10° HKN und 80° IBN ein maximaler Gesamtunterschied von 0,95 mm bzw. eine vertikale Differenz von 0,8 mm gefunden (*Tab. 14*) (Seite 70/b). Dieses Ergebnis ist mit den Ergebnissen von DERKSEN und KORENHOF (36) vergleichbar, die einen maximalen vertikalen Unterschied von 0,6 mm für die Bewegungen eines okklusalen Punktes bei der Protrusion beim Vergleich der Typen I und II bei 0° IBN und 60° HKN errechneten.

DERKSEN und KORENHOF (36) vertraten die Meinung, daß die absolute Größe der Kondylenbahnneigung für die großen Differenzen ausschlaggebend sei. Je steiler die Kondylenbahn, desto größer die Differenzen. Anhand der Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung wird deutlich, daß nicht nur die absolute Größe der HKN-Werte, sondern auch die Größe anderer Parameterwerte maßgebend sein kann (z.B. eine Einstellung von 10° HKN und 80° IBN).

In der Literatur fanden sich keine metrischen Angaben zu den typenspezifischen Differenzen bei der Laterotrusionsbewegung. Deshalb können die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung nicht mit Daten anderer Untersucher verglichen werden. Auch wurde über die Tatsache noch nicht berichtet, daß die Abweichungen im Laufe der Lateralbewegungen generell zwei- bis dreifach höher liegen (2 - 2,5 mm) als die Abweichungen bei der Protrusion (max. 0,95 mm).

Die unterschiedliche Bewegungskapazität der vier Artikulatorentypen konnte in Form typischer Rollkurven für die Protrusionsbewegung auch bildlich dargestellt werden (*Abb. 42 - 52, Tab. 16*) (Seiten 72-77 bzw. 71). Diese entsprechen weitgehend den von DERKSEN und VAN HAERINGEN (37) geometrisch konstruierten Rollkurven. Allerdings sollte die Rollkurve von Typ-II-Artikulatoren korrekterweise als PASKAL'sche Schnecke¹⁵ bezeichnet werden und nicht als

¹⁵ PASKAL'sche Schnecke: Kurve 4. Ordnung, bei der ein Kreis auf einem anderen Kreis mit gleichem Radius abrollt.

Ihre Gleichung lautet: $(x^2 + y^2 - r^2)^2 = 4r^2(x^2 + y^2)$ (57).

Kardioide, wie sie sie DERKSEN und VAN HAERINGEN nennen (37). Der unterschiedliche Charakter der Bewegungen verschiedener Artikulorentypen wird auch durch eine Überlagerung der Rollkurven demonstriert (*Abb. 50 - 52*) (Seiten 76, 77).

Elliptische Bewegungsformen unterschiedlich lokalisierter Molarenpunkte (M) (*Abb. 43*) (Seite 72) unterscheiden sich in ihrer Neigung, Wölbung und Länge der beiden Achsen. Anterior liegende Molarenpunkte (Zahnhöcker) beschreiben bei einer Protrusionsbewegung in einem Typ-I-Artikulator mit geraden Führungsflächen längere und steilere Ellipsenbahnen als weiter dorsal liegende Punkte. Dies bestätigt die Ergebnisse von Untersuchungen (28, 109, 235, 249, 250), die mit graphischen bzw. mathematischen Methoden den elliptischen Charakter der protrusiven Unterkieferbewegung aufgezeigt haben.

5.4. Differenzen zwischen den Bewegungen des Oberteils und den Bewegungen des Unterteils von Artikulatoren

In der vorliegenden Untersuchung wurde der Versuch unternommen, mathematisch zu klären, ob die relativen entgegengesetzten Bewegungen des Oberteils und des Unterteils von verschiedenen Artikulatoren identisch sind. Aus den Daten der *Tabelle 17* (Seite 78) geht hervor, daß zwischen den Bewegungen der beiden Teile des Artikulators (Oberteil und Unterteil) bei der Protrusion Unterschiede zwischen 0,10 mm bis 0,25 mm bestehen, während bei der Laterotrusion Abweichungen von 0,4 mm bis zu 1,03 mm zu erwarten sind.

Die Größe der Unterschiede zwischen den Bewegungen beider Artikulorteile ist stark von den jeweiligen Parametereinstellungen abhängig. Bei Extremeinstellungen sind etwa doppelt so große Abweichungen zu erwarten als bei mittelwertigen Parametereinstellungen (*Tab. 17*). Bei den Lateralbewegungen ist die Größe der Abweichungen auch vom Artikulorentyp abhängig. Besonders groß sind die Abweichungen bei den Typen I und IV (*Tab. 17*).

Die Problematik der Bewegungen der beiden Teile von Artikulatoren wurde bisher nur von zwei Untersuchergruppen behandelt. DERKSEN und VAN HAERINGEN (37) vertraten die Meinung, daß die Bewegungen des Oberteils eines Artikulators mit denen des Unterteils identisch bzw. spiegelbildlich symmetrisch wären. DERKSEN und KORENHOF (36) waren dagegen der Meinung, daß alle Punkte des Unterteils eines Typ-I-Artikulators eine typische elliptische Bewegung ausführen, die Bewegung von Punkten des Oberteils dagegen auf "Kardioiden" -Bahnen erfolgt. Die beiden Bewegungen weichen von einander ab.

Solche Unterschiede in den Bewegungen der beiden Artikulorteile sind beim Gebrauch eines Artikulators in der täglichen Praxis ohne Bedeutung. Beide Artikulorteile bewegen sich automatisch so, wie das durch die Anordnung der Führungsflächen bestimmt wird. Diese Tatsache wird jedoch in Zukunft bei der Computersimulation von Unterkiefer- und Artikulatorenbewegungen bzw. mit der voraussichtlichen Verbreitung von computerunterstützten (CAD/CAM) Fertigungsverfahren von Zahnersatz (8, 40, 63, 166, 247) an Bedeutung gewinnen. Sobald man die Bewegungen einzelner Punkte des Oberteils oder des Unterteils eines

Artikulators mathematisch ermittelt und mit einem 3-D-Frässystem nachfahren möchte (51, 247), ist es nicht mehr gleich, zu welchem Artikulorteil der Punkt gehört, d.h. welche Art von Bewegung er durchlaufen muß. Bei einer Simulation von Artikulatorenbewegungen müssen zum Unterteil gehörende Punkte entsprechend den Bewegungen des Unterteils des jeweiligen Artikulorentypes und Punkte eines Oberkiefermodells entlang von typischen Bewegungsbahnen des Oberteils dieses Artikulorentypes geführt werden.

5.5. Der Einfluß individueller Parameter auf die Bewegungen von Artikulatoren

Die Einflußgröße der verschiedenen Parameter wurde im Laufe der vorliegenden Untersuchung durch die Bestimmung der Auswirkung einheitlicher Veränderungen aller Parameter auf die Bahn eines Molarenpunktes untersucht (*Tab. 12*) (Seite 58). Durch diese Methode konnten sonst nicht vergleichbare Maße (Grad mit Millimeter) sowie Parameter mit sehr unterschiedlichen Varianzbreiten (z.B. ISS: 0 - 2,5 mm; Artikulatorlänge: 80 mm - 160 mm) miteinander verglichen werden.

Die Analyse von Veränderungen der Molarenpunktbahnen verursacht durch ein Verändern der Parameterwerte von Grenzwert zu Grenzwert (*Tab. 18, 19*) (Seiten 78/b, 79) vermittelt das Ausmaß von maximal möglichen Abweichungen bzw. Fehlern, die bei Fehlregistrierung oder Fehleinstellung des jeweiligen Parameters auftreten können. Dies sind Spitzenwerte, die äußerst selten auftreten, die aber zumindest theoretisch denkbar sind.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung belegen, daß

- alle individuellen Parameter einen Einfluß auf die Bewegungen von Artikulatoren haben und
- der Einfluß gleichgroßer (einheitlicher) Veränderungen der individuellen Parameter sehr unterschiedlich ist (*Tab. 18, 20 -24*) (Seiten 78/b, 79/b-81).

Zur Einstufung der Einflußgrößen der Parameter wurde anhand der Streubreite der von einheitlichen Parameterveränderungen hervorgerufenen Veränderungen der Winkelwerte (0° und $11,2^\circ$) und der Bahnlängen (0 mm bis 1,02 mm) eine zweistufige (*Tab. 21*) (Seite 80) Parameterskala gebildet. Die zweistufige Skala gestattet eine klare und eindeutige Einteilung in bedeutsame und weniger bedeutsame Parameter (*Tab. 21*).

Die bedeutsamen Parameter - die Neigung der beiden Führungsflächen (IBN, HKN), die beiden Einstellvarianten der Bennett-Bewegung (BW, ISS), die Breite des Artikulators (IKA) und die räumliche Lage des Molarenpunktes (MS, MV, MT) (*Tab. 23*) (Seite 81) - haben einen großen Einfluß auf die Bewegungsbahnen des untersuchten Molarenpunktes, d.h. auf die Bewegungen des Artikulators. Ihre Einstellbarkeit fördert die Genauigkeit der Bewegungssimulation des Artikulators. Sie sollten deshalb am Artikulator bevorzugt einstellbar gestaltet werden.

Die weniger bedeutsamen Parameter - die Bewegungen des Laterotrusionskondylus (LP, LD, LR, LS), unterschiedliche Wölbungen der Führungsflächen (IR, KBR) sowie die Höhe und die Länge des Artikulators (AH, AL) (*Tab. 21*) - verändern die Bahn des Molarenpunktes nur minimal. Der Verzicht auf die individuelle Einstellbarkeit dieser Parameter beeinflußt die Bewegungen des Artikulators nur

unwesentlich, vereinfacht die Handhabung des Gerätes jedoch deutlich und fördert damit seine allgemeine Akzeptanz. Sie können auf Festwerte eingestellt werden, ohne dadurch die Genauigkeit des Artikulators wesentlich zu gefährden.

In der Literatur gibt es nur wenige Angaben zur Wertigkeit einzelner Einstellparameter. Nach einer einfachen theoretischen Argumentation (173) erfordert die große Variabilität der Parameter unbedingt die individuelle Bestimmung und Einstellung am Artikulator.

Die Wertigkeit des Interkondylarabstandes, der Kondylenbahnneigung, des Bennett-Winkels und der Lage der Modelle in Relation zur Achse untersuchten PRÖSCHEL und MITARB. (183) mit Hilfe eines elektronischen Registriersystems und der Computersimulation von HESLER et al. (83). Sie kamen zur Folgerung, daß der wichtigste Parameter die Neigung der Kondylenbahn sei. Stellt man diesen Parameter nach einer schädel-gelenkbezüglichen Übertragung der Modelle ein, so soll der Großteil der Fehler schon beseitigt sein. Eine nachträgliche Einstellung des Bennett-Winkels kann nach Meinung der Verfasser die Genauigkeit nicht mehr steigern. Während die Bedeutung der Kondylenbahnneigung auch in dieser Untersuchung bestätigt wird, kommen die eigenen Berechnungen hinsichtlich der Bennett-Bewegung zu anderen Ergebnissen. Ferner steht das Ergebnis von PRÖSCHEL et Al. in Gegensatz zur praktischen Erfahrung. Eine mögliche Erklärung könnte darin liegen, daß PRÖSCHEL und MITARB. nur die Rolle des Bennett-Winkels untersucht haben, die des ISS jedoch nicht. Die Einstellung eines Bennett-Winkels am Artikulator bedeutet jedoch gerade im Verlauf der wichtigsten ersten 3 mm der Bewegung eine deutliche Unterschreitung des natürlichen Lateralversatzes des Unterkiefers.

Veränderungen des gleichen Parameters haben einen sehr unterschiedlichen Effekt

- auf die Protrusion bzw. Laterotrusion,
- auf der Laterotrusionsseite bzw. auf der Mediotrusionsseite,
- auf die Richtung (Winkelveränderungen) bzw. Länge (Bahnlängenveränderungen) der Bahn des untersuchten Molarenpunktes (*Tab. 13 - 15*) (Seiten 70/b- 70/c).

Dementsprechend reicht die Untersuchung des Einflusses der Parameter im Laufe einer einzigen Bewegung nicht aus. Auswirkungen von Parameterveränderungen auf die Bewegungen von Artikulatoren wurden bisher entweder durch die Angabe der Winkelveränderungen (3, 24, 92, 163, 204, 205) oder durch die Angabe der Bahnlängenveränderungen (9, 28, 181, 195, 251) dargestellt. Nur HESLER et al. (83) veröffentlichten sowohl Winkel- als auch Längenangaben für die Differenzen. Veränderungen eines Parameters beeinflussen die Richtung (Neigungswinkel) und die Länge der Bewegungsbahnen sehr unterschiedlich (*Tab 18, 19*) (Seiten 78/b, 79). Die Untersuchung nur einer der beiden Auswirkungsmöglichkeiten (Winkel oder Länge) kann dementsprechend zu einer groben Fehlbeurteilung der Einflüsse von Parametern führen. Im Laufe dieser Untersuchungen wurden sowohl die Winkelwerte in allen drei Raumebenen sagittal (Ω_{SW}), horizontal (Ω_{HW}), frontal (Ω_{FW}) als auch die Veränderungen in der Länge der Bahn (DL) der untersuchten Molarenpunkte errechnet und aufgearbeitet (*Tab 18, 19*).

Die Richtung des Effektes von Parameterveränderungen wurde mittels graphischer (3, 9, 28, 147, 181, 201, 251) sowie mathematischer Verfahren (153, 204, 205, 253) eingehend untersucht. HANAU's Quint (77, 190), die Artikulationsformel von

THIELEMANN (115, 116) oder die Regeln von KATZ (107), SHILLINGBURG et al. (211), SWENSON (231), THOMSON (240) und GUICHET (29, 72, 73) geben die Richtung der Veränderungen der Bewegungsbahnen an, "die durch veränderte Parameterwerte hervorgerufen" werden. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchungen beinhalten auch die Informationen, die zur Bestimmung der Richtung der Veränderungen der Bewegungsbahnen notwendig sind. Das unmittelbare Ziel der Untersuchung war jedoch die Bestimmung des Ausmaßes der Veränderungen, um eine Reihung der Parameter nach ihrer Bedeutsamkeit durchführen zu können.

Der Literatur sind keine Angaben über Veränderungen der Bahnlängen, verursacht durch unterschiedliche Parametereinstellungen, zu entnehmen. Es wurde nur der zweidimensionale bzw. räumliche Abstand der Endpunkte der Molarenbahnen, verursacht durch Parametervariationen untersucht (9, 83, 163). Ein räumlicher Unterschied zwischen den Endpunkten zweier Bahnen kann jedoch verschiedenartig zustandekommen: durch Winkelveränderungen in verschiedenen Kombinationen ohne Änderung der Bahnlängen oder durch eine Bahnlängenänderung ohne Winkelunterschiede u.s.w. Wegen der verschiedenen Kombinationsmöglichkeiten der beiden Einflüsse (Winkel und/oder Längenveränderungen) wurden im Laufe der vorliegenden Untersuchungen beide Einflüsse getrennt untersucht.

Eine gleichzeitige Veränderung mehrerer Parameter kann die Auswirkung der einzelnen Parameter potenzieren. Dadurch können erhebliche Veränderungen sowohl der Neigungswinkel (bis zu 30° - 40°) wie auch die der Bahnlängen (über 2 mm - 3 mm) eintreten. Andererseits können gegeneinander wirkende Parameter ihren Effekt vermindern oder aufheben. So bedingt z.B. ein großer Bennett-Winkel eine flache Molarenbahn, eine große HKN dagegen eine steilere Bahn. Bei gleichzeitigen großen Werten beider Parameter kann die Neigung des Molarenpunktes unverändert bleiben.

Es wird oft behauptet, daß die meisten Parameter hauptsächlich die Bewegungen der Mediotrusionsseite beeinflussen (3, 9, 28, 147, 251). Die Ergebnisse der vorliegenden mathematischen Untersuchung deuten auf einen mehr nuancierten Einfluß hin. Einige Parameter haben tatsächlich in allen Ebenen einen größeren Einfluß auf der Mediotrusionsseite (HKN, BW, ISS), andere dagegen beeinflussen vorwiegend die Laterotrusionsseite (IBN, MT). Der Effekt der übrigen Parameter ist in den "verschiedenen Ebenen unterschiedlich (Tab 18) (Seite 78/b).

5.6. Bewertung der Rolle einzelner Parameter und Variabler

5.6.1. Interkondylarabstand (IKA) (Wertigkeit: 6)

Der Einfluß des Interkondylarabstandes auf die Bewegungen von Artikulatoren wurde anhand der Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung als groß eingestuft. Er beeinflusst die Neigung und die Länge der Bewegungsbahn eines Molarenpunktes etwa in gleichem Maße (Tab. 20) (Seite 79/b).

Die Bedeutung des IKA auf die Artikulatorenbewegungen wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Während Befürworter volljustierbarer Artikulatoren (71, 72, 73, 226) eindeutig für seine volle Einstellbarkeit plädieren, stellen andere anhand von graphischen (9, 146) oder mathematischen Untersuchungen (83, 151) die Bedeutung

der Einstellung des Interkondylarabstandes in Frage. Hierbei dürfte auch die Tatsache eine Rolle spielen, daß eine Einstellbarkeit des IKA einen relativ großen apparativen Aufwand erfordert.

MACK (151) vertritt die Meinung, daß eine Verstellung des Interkondylarabstandes nicht notwendig sei, da der gewichtigere Parameter Schräglaufwinkel (Bennett-Winkel) seinen Einfluß gut kompensiere. So kann man z.B. seiner Meinung nach einen bestimmten Fissurenverlauf entweder mit 100 mm IKA und 15° BW oder mit 120 mm IKA und 25° BW erreichen. Die 20 mm Interkondylarabstand- Differenz sollen also mit 10° mehr Bennett-Winkel "kompensiert" sein (151). Rechnet man dieses konkrete Beispiel mit dem neuen Modell aus, so wird deutlich, daß es nach 5 mm Laterotrusion zwar nur 0,06 mm Längendifferenz zwischen den beiden Bahnlängen gibt, aber der Abstand zwischen den Endpunkten der beiden Bahnen 0,53 mm beträgt. Ein "Kompensieren" in dieser Weise funktioniert also nicht.

Dies ist ein Beispiel dafür, daß ein Urteil anhand eines einzigen Effektes (ein Einfluß nur auf die Bahnlängen) nicht ausreicht und irreführend sein kann.

Ein fester Interkondylarabstand bedeutet zweifelsohne eine deutlich einfachere und wahrscheinlich auch stabilere Konstruktion. Das Problem der Verstellbarkeit des Interkondylarabstandes ist zwar mechanisch gelöst, erfordert aber eine ziemlich komplizierte Gestaltung des Artikulators. Einen Kompromiß bietet der Whip-Mix-Artikulator mit umschraubbaren Kondylarkugeln und drei unterschiedlichen Interkondylarabständen von 90 mm, 110 mm und 130 mm (257).

Das tatsächliche Problem ist jedoch die Bestimmung des Interkondylarabstandes am Patienten. Zur Zeit gibt es keine einfache und gleichzeitig zuverlässige Methode seiner Bestimmung. Die Methode der Bestimmung des Interkondylarabstandes durch die Ermittlung der Gesichtsbreite mit einem Gesichtsbogen (z.B. Whip-Mix) ist relativ ungenau. Die Pantographie (50, 226) sowie elektronische Registrierverfahren (143) können die räumliche Lage der vertikalen Bewegungszentren der Seitwärtsbewegungen und damit ihren Abstand liefern, die Zuverlässigkeit dieser aufwendigen Methoden wurde jedoch noch nicht bewiesen. Die Gültigkeit von mathematischen Berechnungsformeln (121, 143) muß noch nachgewiesen werden.

Weil der Interkondylarabstand sowohl auf die Bahnlängen, wie auch auf die Richtung der Bahn einen nicht zu vernachlässigenden Effekt hat und eine Kompensation durch einen anderen einstellbaren Parameter nicht möglich ist, sollte man auf Grund der vorliegenden Untersuchungen den Interkondylarabstand einstellbar gestalten. Eine einfache und trotzdem genaue Methode für die Bestimmung des tatsächlichen Interkondylarabstandes wäre ebenfalls wünschenswert.

5.6.2. Horizontale Kondylenbahnneigung (HKN) (Wertigkeit: 7)

Die HKN ist einer der Parameter mit dem größten Einfluß (Tab. 20, 21) (Seiten 79/b, 80). Ihr Effekt manifestiert sich bei allen Bewegungsarten (Protrusion und Laterotrusion) sowohl bei der Bestimmung der Richtung (vorwiegend auf der Mediotrusionsseite) wie auch bei der Bestimmung der Länge der Bewegungen (hauptsächlich auf der Laterotrusionsseite). HESLER et al. (83), PRÖSCHEL et al.

(183) sowie AULL (3) beobachteten einen großen Effekt nur auf der Mediotrusionsseite.

Es gibt einfache und schnelle (z.B. Check-bite-Methode~ 167) sowie zeitlich und apparativ aufwendigere Methoden (z.B. Achsiographie, elektronische Meßverfahren) ihrer Bestimmung. Die unterschiedliche Methoden der Bestimmung der Neigung der Kondylenbahn können sehr unterschiedliche Ergebnisse liefern. So unterscheiden sich die Ergebnisse von intraoralen (Positionsregistrare) und extraoralen graphischen (Achsiographie) Methoden. Bedingt durch die Wölbung der sagittalen Kondylenbahn ist es nicht egal, bei welcher Protrusionsstellung (Länge) die Positionsregistrare genommen werden (68). Während BERNARD und Mitarb. (13) die Methode der Positionsregistrare zur Bestimmung individueller Parameter als ausreichend genau ansehen, sind andere (21, 26, 68, 74, 168) der Meinung, daß diese Methode eher ungenau ist.

Neuere Untersuchungen beweisen, daß die Protrusionsbahnen unterschiedlicher kondylärer Punkte identisch sind, sie sind nicht von ihrer Lage abhängig. Die Bahnen einer Öffnungsbewegung sind dagegen sehr unterschiedlich (164, 174, 182). MORNEBURG und PRÖSCHEL empfehlen deshalb die Anwendung der Protrusionsbahn zur Bestimmung der HKN (164).

Die Kondylenbahnneigung ist bei allen justierbaren Artikulatoren stufenlos einstellbar. Es ist zu beachten, daß die Wahl der Referenzebene die Größe der HKN sowohl bei ihrer Bestimmung am Patienten wie auch beim Einstellen des Artikulators beeinflußt.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchungen unterstreichen eindeutig die Notwendigkeit der einstellbaren Gestaltung der HKN. Die Einstellung auf einen Mittelwert kann im Einzelfall erhebliche Fehler verursachen.

5.6.3. Kondylenbahnradius (KBR) (Wertigkeit: 1)

Der Einfluß unterschiedlicher Kondylenbahnradien auf die Bahn der Molarenpunkte ist klein (*Tab. 20,21*) (Seiten 79/b, 80). Die Angaben anderer Untersucher (9, 253) stimmen mit den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung überein. Sie fanden ebenfalls, verursacht von unterschiedlichen Kondylenbahnwölbungen, Abweichungen in der Größenordnung von 0,1 mm bis 0,2 mm.

Eine individuelle Bestimmung des Radius der Kondylenbahn am Patienten und seine Einstellung am Artikulator scheint nicht unbedingt erforderlich zu sein. Eine gewölbte Kondylenbahn mit einem mittelgroßen Radius von etwa 20 mm, wie von LEE (135) sowie von LUNDEEN et al. (146, 147) vorgeschlagen, dürfte ausreichen. Liegt eine achsiographische Aufzeichnung vor, kann man die passende Krümmung aus einem bereits vorhandenen Sortiment von Gehäusen mit verschiedenen Krümmungen (z.B. SAM 2, Artex AN) auswählen.

Die Aussage, daß der Einfluß unterschiedlicher Radien klein ist, bedeutet jedoch nicht, daß eine gerade (ebene) Kondylenbahn einer gewölbten Kondylenbahn gleichwertig ist. Der Unterschied zwischen den Auswirkungen einer geraden und einer gewölbten Kondylenbahn ist nicht unwesentlich. Die Kondylenbahn des

Artikulators soll gewölbt gestaltet sein. Dadurch wird auch die Genauigkeit der Einstellung der HKN gefördert. Sie ist nicht mehr von der angewandten Methode (Sekanten- bzw. Tangentenmethode) und von der Länge der Protrusionsbewegung abhängig (222, 223). Die Anwendung austauschbarer Kondylargehäuse mit fein abgestuften unterschiedlichen Radien scheint anhand der Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung nicht unbedingt notwendig zu sein.

5.6.4. Bennett-Bewegung (BW und ISS) (Wertigkeit: 10) (BW: 10, ISS: 6)

Die Bennettbewegung ist das seitliche, räumliche Versetzen des Unterkiefers während der Lateralbewegung (50). Traditionsgemäß wird sie an der Seite der Mediotrusionskondylus registriert, gemessen bzw. am Artikulator eingestellt.

Anhand mechanischer (148, 151) und elektronischer Registrierverfahren (51, 142) wird der Charakter der Bewegungsbahn des Mediotrusionskondylus als eine komplizierte Raumkurve mit mehreren Wölbungen beschrieben (*Abb. 14, 15*) (Seiten 47, 49). In wenigen Fällen verläuft der Mediotrusionskondylus auf einer einfachen kreisförmigen Bahn. Zu einer solchen Bewegung gehört ein Winkelwert (Bennett-Winkel) von ca. 7° . In den meisten Fällen bekommt jedoch die einfache Kreisbewegung des schwingenden (mediotrusiven) Kondylus am Anfang der Bewegung durch die laterale Verlagerung des ganzen Unterkiefers eine umgekehrte, nach lateral konkave Wölbung. Dies wird meistens als Immediate Side Shift (ISS) bezeichnet. Je größer die laterale Verlagerung, desto größer wird auch der dazugehörige Winkelwert (Bennett-Winkel) sein.

Eine gemeinsame Betrachtung der beiden Einstellmöglichkeiten einer Bennett-Bewegung - Bennett-Winkel (BW) und (ISS) - scheint durch die relativ ähnlichen Einflüsse berechtigt (*Tab. 20*) (Seite 79/b). Ihr Einfluß auf die Neigung der Molarenpunktbahn konzentriert sich hauptsächlich auf die Mediotrusionsseite. Die Beeinflussung der Bahnlängen ist dagegen auf beiden Seiten etwa gleich groß.

Es gibt aber auch Unterschiede in der Wirkung der beiden Varianten der mechanischen Lösung der Bennett-Bewegung. Der Einfluß eines großen ISS manifestiert sich innerhalb der ersten 1 - 2 mm der Bewegung mit maximaler Wirkung, während der progressiv steigende Einfluß eines großen Bennett-Winkels erst am Ende der Bewegung etwa ab 4 - 5 mm voll zur Geltung kommt. Bei Bewegungen kürzer als 2 mm überwiegt der Einfluß des ISS den des Bennett-Winkels. Bei längeren Bewegungen (etwa ab 4 - 5 mm) ist der Einfluß eines großen Bennett-Winkels auf die Bewegungen des Artikulators deutlich größer als der des ISS.

Daß die Bennett-Bewegung eine große Rolle in der Gestaltung der Lateralbewegungen spielt, ist seit langem bekannt (3, 25, 28, 70, 71, 83, 147, 151, 202, 204, 242, 251). Es wurden Abweichungen bis zu 3 mm bei ISS-Werten von 2,5 mm registriert (9, 28, 251). Eine große Bennett-Bewegung verflacht die Bahn der Zahnhöcker (9) und erfordert eine flache Kauflächengestaltung (3, 202, 211). Diese Angaben werden durch die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung eindeutig untermauert. Einen Ausreißer in der Literatur stellen die Angaben von PRÖSCHEL und Mitarbeiter dar (183), wonach die Einstellung des Bennett-Winkels kaum Einfluß auf die Bewegungsbahnen von Zahnhöckern hat.

Die Größe der Bennett-Bewegung kann mittels Laterotrusionsregistraten (Check-Bite-Methode) grob eingeschätzt werden (130, 131). ABDULLAH (1) konnte in einer Untersuchung an 30 Probanden in 87% der Fälle den ISS in einem teiljustierbaren Artikulator (Hanau 194) einstellen. Die mechanische Achsiographie (132, 135, 151, 215, 217, 218) kann genaue Angaben für beide Einstellmöglichkeiten der Bennett-Bewegung liefern. Anhand der Daten einer elektronischen Aufzeichnung können sogar Kondylarboxen mit einer individuellen Gestaltung der Bennett-Bewegung ausgefräst werden (144).

In der Literatur gibt es unterschiedliche Auffassungen und Vorschläge zur Reproduktion des ISS im Artikulator. Während die Einstellung von sogenannten induzierten oder geführten ISS-Werten vorgeschlagen wurde (127), die etwa doppelt so groß sind wie eine ungeführte Seitwärtsbewegung, wird auch die Ansicht vertreten (110, 214), daß ISS-Werte größer als 0,4 mm pathologisch seien.

Die stufenlose Einstellung eines Bennett-Winkels ist am Artikulator leicht durchführbar und seit langem gelöst. Das Bewegen des Mediotrusionskondylus entlang einer geraden Bennett-Führung ohne ISS bedeutet jedoch gerade in der wichtigsten Anfangsphase der Bewegung (in den ersten 1- 2 Millimeter) eine Unterschreitung der Bewegungskapazität des Kiefergelenkes, d.h. die Simulation einer kleineren Bennett-Bewegung im Artikulator als am Patienten vorhanden.

Ein ISS kann in seiner gewölbten Form (135) nicht stufenlos eingestellt werden. Eine Lösung durch Sortimente von Einsätzen (SAM 2, Artex AN) oder von ganzen Fossa-Boxen (Panadent) in einer Abstufung von ca. 0,5 mm scheint besonders im Hinblick auf die initiale Bewegungskapazität etwas zu grob zu sein. Eine Verringerung der Abstände - besonders im Bereich zwischen 0 - 1 mm ISS - könnte sinnvoll sein.

Zweifelsohne besteht die beste und genaueste Lösung darin, den Mediotrusionskondylus des Artikulators entlang einer räumlichen Bahn zu führen, die der Bewegung des Kiefergelenkes des Patienten entspricht. Dies ist anhand einer elektronischen Bewegungsregistrierung und einer computergesteuerten Fräsung von individuellen Gelenkboxen möglich, aber aus finanziellen Gründen nur selten durchführbar. Als nächstbeste Alternative bietet sich eine achsiographische Registrierung der Bewegungen und die Anwendung von ISS-Einsatz-Sortimenten (z.B. SAM 2, Artex AN) bzw. von Analog-Fossabox-Garnituren mit unterschiedlichen ISS-Werten (z.B. Panadent) an.

Bei einigen halbjustierbaren Artikulatoren (z.B. Artex AN) wurden die beiden Einstellmöglichkeiten kombiniert: ein ISS mit 0.5 mm Abstufung und ein einstellbarer Bennett-Winkel. Dies ermöglicht die Benutzung eines einzigen gewölbt gestalteten ISS-Einsatzes in Kombination mit unterschiedlichen Bennett-Winkeln. Dies ist wieder eine Notlösung im Interesse der Reduzierung der Einstellungen durch austauschbare Einsätze und entspricht nicht dem natürlichen Charakter der Bennett-Bewegung.

Um die Berechtigung der Anwendung dieser Lösung zu prüfen benutzten wir eine mathematische Simulation der Bennettbewegung (Abb. 14). Simuliert wurde eine Lateralbewegung durch Rotation um den Laterotrusionskondylus kombiniert mit einem gleichzeitigen Lateralversatz. Dieser Versatz wurde auf den Anfang der

Bewegung konzentriert, indem er durch eine mathematische Formel sozusagen "gebremst" wurde: Mit jedem Schritt wurde sein Ausmaß logarithmisch verringert. Dies entspricht der natürlichen Lateralbewegung, bei der durch die Elastizität der Gelenkkapsel und der Bänder zuerst ein Lateralversatz möglich ist. Durch die Straffung des Kapselapparates vermindert sich das Ausmaß des Lateralversatzes schrittweise bis zu einer Exkursion des schwingenden Kondylus von etwa 3 mm in ventraler Richtung. Von hier ab ist nur eine reine Rotationsbewegung ohne Lateralversatz möglich.

Die Lösung des Artex AN läßt eine Einstellung unterschiedlicher ISS-Werte eben in den wichtigsten ersten 3 mm Vorschub nicht zu, hier ist also unter Umständen eine Unterschreitung des ISS möglich. Dagegen ist nach 3 mm Vorschub durch die Einstellung größerer Bennett-Winkel-Werte zwangsläufig eine Überschreitung der ISS-Werte zu erwarten. Solche "Sparmaßnahmen" täuschen nur eine Lösung vor, ihre Anwendung ist nicht zu empfehlen.

Der vorgestellte Software-Artikulator kann praktisch stufenlos jeden beliebigen ISS-Wert zwischen 0 und 5 mm naturgetreu entsprechend der dargestellten mathematischen Simulation verwenden. Damit ist er allen mechanischen Artikulatoren überlegen.

5.6.5. Bewegungen des Laterotrusionskondylus (LP (3), LR (2), LD (2), LS (2))

GUICHET (72, 73) und STUART (226) fordern anhand von pantographischen Untersuchungen die einstellbare Gestaltung dieser Parameter am Artikulator. SCHULTE et al. (205) empfehlen ebenfalls anhand ihrer Untersuchungsergebnisse die Nachahmung dieser Bewegungen. Dagegen ist HOBBO (85, 86, 89) der Meinung, daß Bewegungen des Laterotrusionskondylus, die von der rein transversalen Richtung abweichen, ein Ausdruck okklusaler Diskrepanzen sind, und bei okklusalen Rekonstruktionen nicht reproduziert werden sollen.

Der Einfluß dieser Parameter auf die Bewegung okklusaler Punkte ist anhand der vorliegenden mathematischen Untersuchungen als klein einzustufen (*Tab. 20, 21*). Ihre individuelle Berücksichtigung ist deswegen nicht unbedingt notwendig.

5.6.6. Inzisalbahnneigung (IBN) (Wertigkeit: 10)

Eine Verstellung dieses Parameters hatte mit Abstand den größten Einfluß auf die Bewegungen des Molarenpunktes (*Tab. 20, 21*) (Seiten 79/b, 80). Besonders groß war der Einfluß der Inzisalbahnneigung auf Winkelveränderungen sowohl bei der Protrusion wie auch bei der Laterotrusion. Aus diesem Grunde ist eine Einstellbarkeit der protrusiven und laterotrusiven Inzisalbahnneigung eindeutig wünschenswert.

Die Führungsfunktion der Frontzähne hat einen großen Einfluß auf die zahngeführten Bewegungen des Unterkiefers (19, 134, 140, 141, 165, 178). Viele Artikulatoren haben trotzdem nur einen flachen, nicht einstellbaren Inzisaltisch (*Tab. 10*) (Seite 45/b). Solche flachen Inzisalteller mögen in der Totalprothetik berechtigt sein, sie sind jedoch bei der Herstellung von festsitzendem Zahnersatz nicht optimal. Sogar bei Artikulatoren mit einem mechanisch einstellbaren Inzisaltisch reicht die

Einstellbarkeit meistens nur bis 40° - 50°. Eine Ausnahme bilden die Artikulatoren SAM 2 und Artex Reference, die einen Inzisaltisch haben, der bis zu 80° einstellbar ist und auch die Führung der Lateralbewegungen übernehmen kann. In allen Fällen, in denen eine verlorengegangene Frontzahnführung nicht eine individuelle Ausformung des Inzisaltellers ermöglicht, sollte ein mechanisch einstellbarer Inzisalteller sowohl für die Führung der Protrusion wie auch für die Führung der Laterotrusion zur Verfügung stehen. Nach SIEBERT (262) "wird das starre Dogma der reinen Kiefergelenkdominanz im Hinblick auf die anteriore Führung an Bedeutung verlieren. Am Artikulator muß die posteriore Führung ebenso exakt einstellbar sein wie die anteriore Führung. Bessere Information über die posteriore Führung kompensiert in keinem Falle die fehlende Information über die anteriore Führung."

5.6.7. Inzisalbahnradius (IR) (Wertigkeit: 3)

Die Krümmung der Inzisalbahn hat anhand der Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung einen minimalen, vernachlässigbaren Einfluß auf die Bewegungssimulation im Artikulator (*Tab. 20, 21*) (Seiten 79/b, 80).

5.6.8. Abmessungen des Artikulators (funktionelle Baulänge - AL und funktionelle Bauhöhe - AH) (Wertigkeit AL: 2; AH: 4)

Die Abmessungen des Artikulators sind Eigenschaften (funktionelle Größen) der Artikulatoren, jedoch keine einstellbaren Parameter. Im Gegensatz zu den dynamischen einstellbaren Parametern werden sie als statische Parameter bezeichnet (95). Sie bezeichnen nicht die absolute Länge und Höhe des Artikulators, sondern den horizontal - sagittalen (AL) und den vertikalen Abstand (AH) des Inzisalpunktes von der Artikulatorachse (*Abb. 7*) (Seite 41). Dies bedeutet, daß z.B. die funktionelle Höhe (AH) der SAM 2- und Artex Reference-Artikulatoren gleich Null ist, im Gegensatz zu etwa 80 mm funktioneller Höhe anderer Artikulatoren (*Tab. 9*) (Seite 41).

Der Einfluß der Länge des Artikulators (AL) auf die Bewegungen des Molarenpunktes ist minimal (*Tab. 20, 21*) (Seiten 79/b, 80). Dadurch bleiben auch solche große Abweichungen von der Norm, wie die Länge des Stuart-Artikulators (150 mm im Gegensatz zu der normalen Länge von 120 - 125 mm anderer Artikulatoren) ohne nennenswerte Folgen. Demnach ist die funktionelle Länge eines Artikulators fast frei definierbar, ohne dabei große Abweichungen in der Molarenbahn befürchten zu müssen.

Die Wertigkeit der funktionellen Höhe des Artikulators (AH) wurde als klein bis mittel eingestuft. (*Tab. 20 - 22*) (Seiten 79/b - 80/b).

Der günstigste Ort für die Inzisalführung eines Artikulators liegt in der Höhe der Kauflächen, also in der Nähe des Schneidezahnpunktes. Aus Gründen der Handlichkeit darf er aber etwas weiter vorn liegen (z.B. 120 mm vor der Artikulatorachse wie bei den meisten heutigen Artikulatoren), ohne daß dabei die Bahnen der Zahnhöcker (Molarenpunkte) nennenswert von ihrer idealen, gewünschten Bahn abweichen würden.

Die Rolle der funktionellen Abmessungen von Artikulatoren, so z.B. die Rolle der Lokalisation der Spitze des Inzisalstiftes, wurde bisher noch nicht untersucht. HESLER et al. (83) untersuchten den Einfluß der Lokalisation des Inzisalpunktes auf die Bewegungen eines Molarenpunktes.

5.6.9. Die Lage des Molarenpunktes (MS, MV, MT) **(Wertigkeit: MS: 10; MV: 7; MT: 6)**

Die Lage des Molarenpunktes ist ein statischer Parameter (95). Sie legt die räumliche Stelle des untersuchten Punktes fest und symbolisiert die räumliche Lage der Kauflächen der Zähne. Die Lage des Molarenpunktes bestimmt wesentlich seine eigene Bewegungsbahn mit (Tab. 21) (Seite 80). Für die Praxis bedeutet dies, daß die räumliche Lage der Kiefer und Zahnreihen zur Scharnierachse und zur Referenzebene einen sehr großen Einfluß auf die Bewegungsabläufe im Artikulator hat. Die Ergebnisse dieser Untersuchung bestätigen die Bedeutung der Forderung der Funktionslehre (5), wonach eine schädelbezügliche bzw. gelenkbezügliche Modellmontage mittels Gesichtsbogen Voraussetzung für korrekte Artikulatorenbewegungen ist. Besonders die antero-posteriore Beziehung zur Artikulatorachse ist enorm wichtig (Note 10!), eine Tatsache, die die mittelwertige Modellmontage in Frage stellt. Die dritte Dimension – die transversale Position der Zähne - kann bei einer symmetrischen Positionierung der Modelle mit ausreichender Genauigkeit berücksichtigt werden. Lediglich bei asymmetrischen Gesichtern können größere Fehler vorkommen.

5.7. Der virtuelle Artikulator

Auf der Basis des vorgestellten mathematischen Modells der Bewegungen von Artikulatoren wurde ein virtueller Software-Artikulator programmiert. Dieser funktioniert im Hauptspeicher eines Computers und ist imstande einen volljustierbaren mechanischen Artikulator zu ersetzen. Er übernimmt alle Funktionen eines mechanischen Artikulators vom Typ I nach DERKSEN und VAN HAERINGEN (37).

Bezüglich seiner Einstellbarkeit übertrifft er alle volljustierbaren mechanischen Artikulatoren, indem alle theoretisch möglichen Einstellungen auch gleichzeitig mit fließenden Übergängen vornehmen kann. Bei mechanischen Artikulatoren sind weder die Einstellung der Wölbung der Führungsflächen, noch die des Immediate Side Shift stufenlos einstellbar. Bei diesen mechanischen Geräten muß für die Ausführung einer Protrusionsbewegung zuerst der Bennett-Winkel beidseitig auf 0° eingestellt werden, für die darauffolgende Ausführung einer Lateralbewegung muß er wieder auf den Originalwert eingestellt werden.

Der virtuelle Artikulator dient folgenden Zwecken:

- der Visualisierung der Funktion seines mathematischen Modells,
- der Überprüfung der Richtigkeit der Funktion des Modells,
- der Anwendung für didaktische Zwecke, z.B. im Unterricht von Zahnmedizinstudenten, Zahntechnikern, Zahnärzten,

- der Darstellung und Erklärung der Funktion und Charakteristika von Artikulatoren,
- der Darstellung der Wirkung unterschiedlicher Parametereinstellungen auf die Bewegungen des Artikulators und auf die Kauflächenmorphologie.

Praktische Einsatzmöglichkeiten des virtuellen Artikulators

Der vorgestellte virtuelle Artikulator kann in unterschiedlichen Gebieten der Zahnmedizin eingesetzt werden:

1. Für Demonstrations- bzw. Unterrichtszwecke

Die Computerdarstellung des virtuellen Artikulators (Demoprogramm auf CD beigelegt) eignet sich besonders gut für die Erklärung der Funktion von Artikulatoren, der Rolle der unterschiedlichen Einstellparameter und deren Einfluß auf die Bewegungen des Artikulators. Das vollständige Demoprogramm kann im Unterricht von Zahnmedizinstudenten, Zahntechnikern sowie in der Weiterbildung eingesetzt werden.

2. Zur computerunterstützten dynamischen Kauflächenkorrektur:

Es wurden erste Versuche zur computerunterstützten dynamischen Kauflächenkorrektur durchgeführt. Die Methode wurde sowohl für die Korrektur einzelner Zähne (*Abb. 53-71*) (Seiten 97-106) wie auch für die von ganzen Zahnreihen probiert (*Abb. 72-74*) (Seiten 107-108). Obwohl die Untersuchungen noch nicht abgeschlossen werden konnten, sind die Ergebnisse vielversprechend.

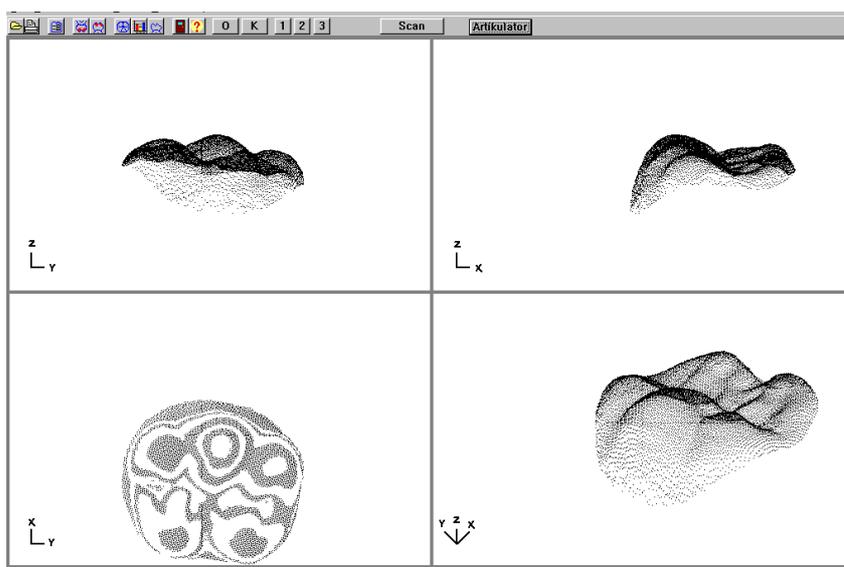


Abb. 53: Scanbild eines unteren Molaren in 3-D-Darstellung und in den drei Hauptdarstellungsrichtungen.

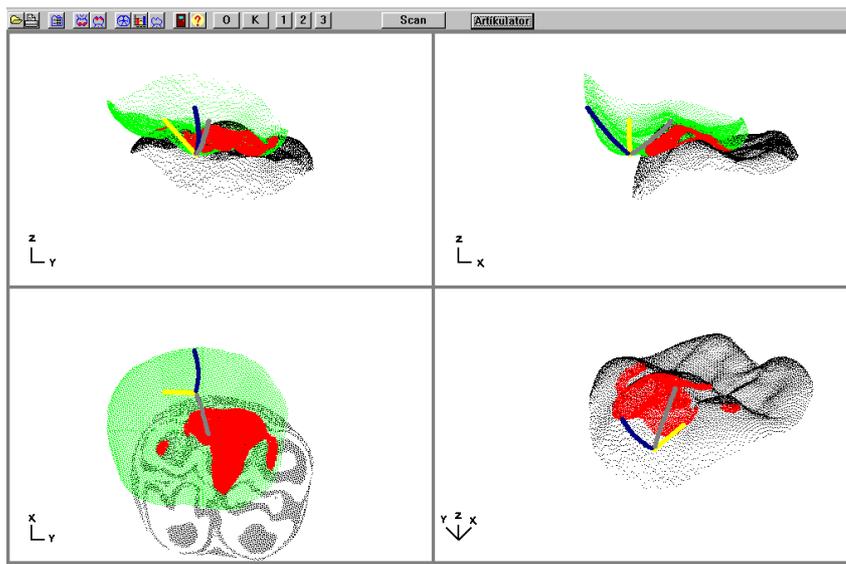


Abb. 54: Korrekturbild des Zahnes nach einer Protrusionsbewegung und je einer Laterotrusionsbewegung nach rechts und links. Es wurden mittlere Bewegungsparameter eingestellt. ($HCN = 30^\circ$, $IBN = 60^\circ$, $EBN = 50^\circ$). Die zu korrigierenden Stellen wurden rot markiert.

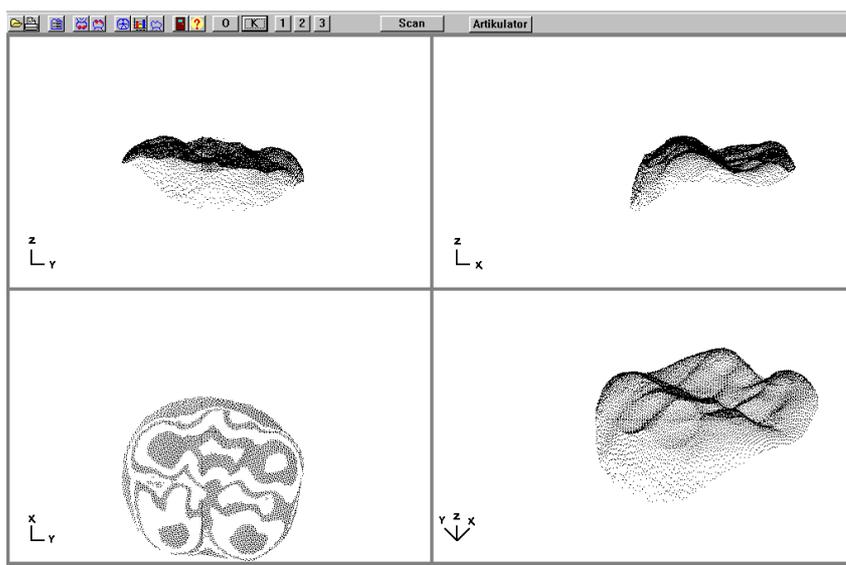


Abb. 55: Korrekturbild des Zahnes. Die in der *Abbildung 54* rot markierten Stellen wurden korrigiert.

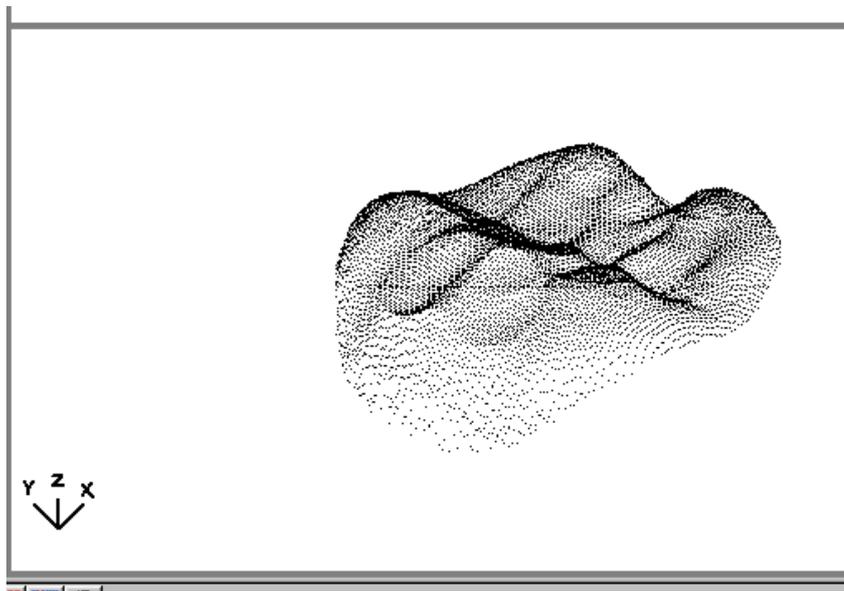


Abb. 56: Vergrößertes Bild des korrigierten Zahnes. (Siehe *Abb. 55* rechts-unten!).

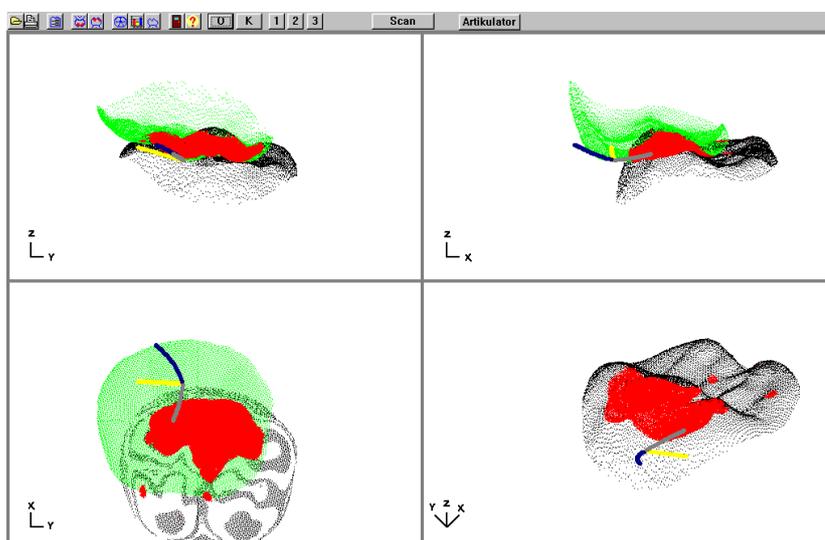


Abb. 57: Rot markierte Korrekturfläche bei flach eingestellten Führungsparametern.
(HCN = 10°, IBN = 15°, EBN = 15°).

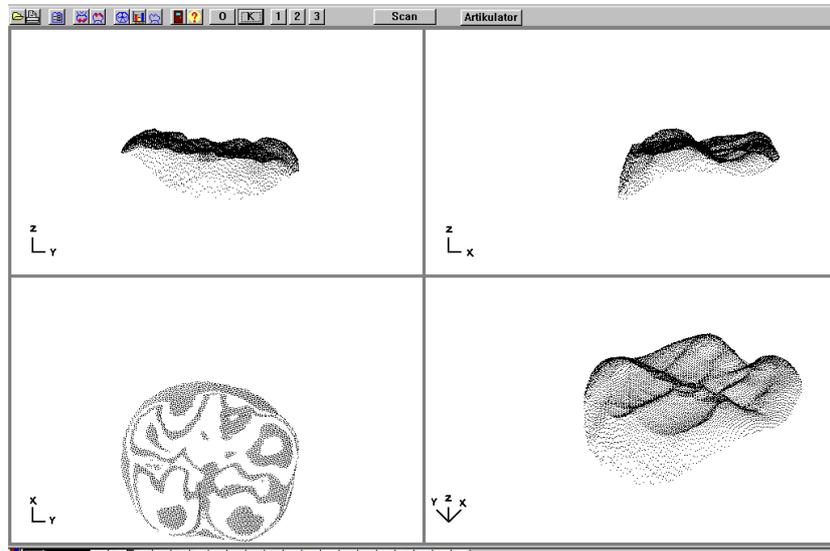


Abb. 58: Bild des korrigierten Zahnes. Durch die flachen Führungsflächen wurde eine deutlich größere Korrektur notwendig.

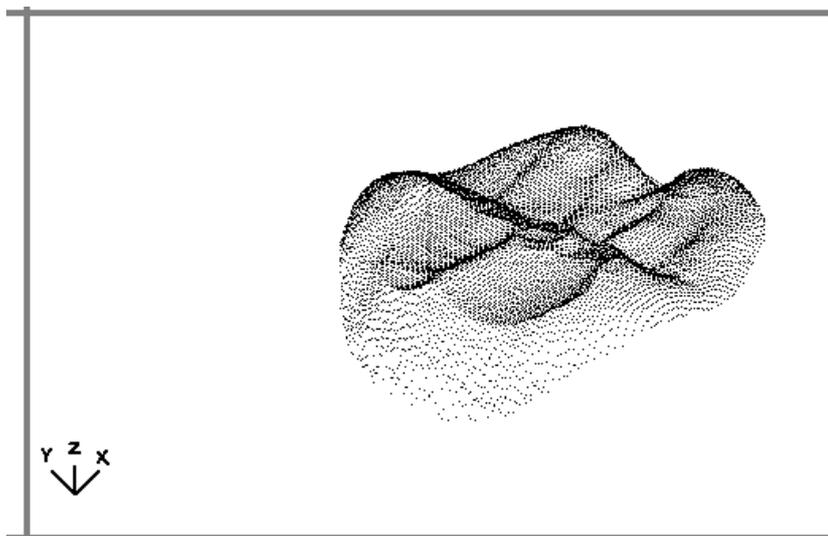


Abb. 59: Vergrößertes Bild des Zahnes. (Siehe *Abb. 58* rechts-unten!)
(vergleiche mit *Abb. 56*!)

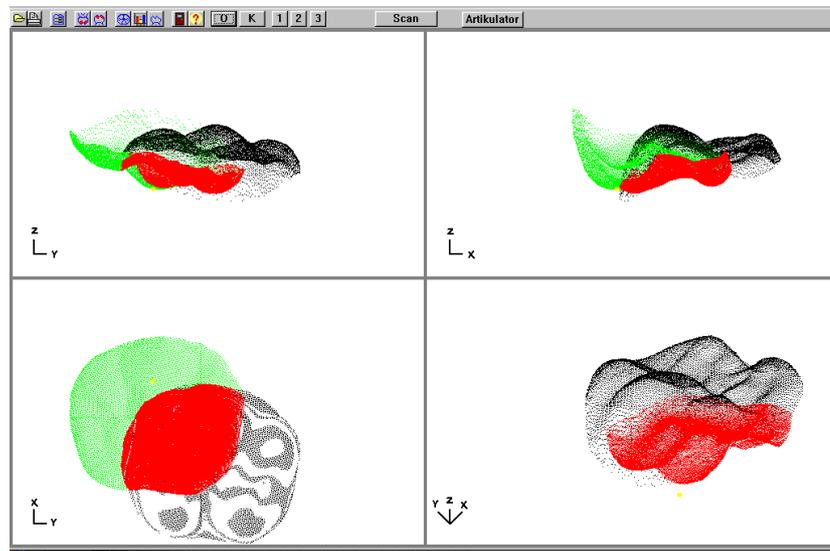


Abb. 60: Farblich markiertes Korrekturbild erhalten durch das Einsenken des Antagonisten um 5 mm (ca. 5° Rotation um die Scharnierachse) in den zu korrigierenden unteren Zahn. (Siehe frontale Darstellung rechts oben!)

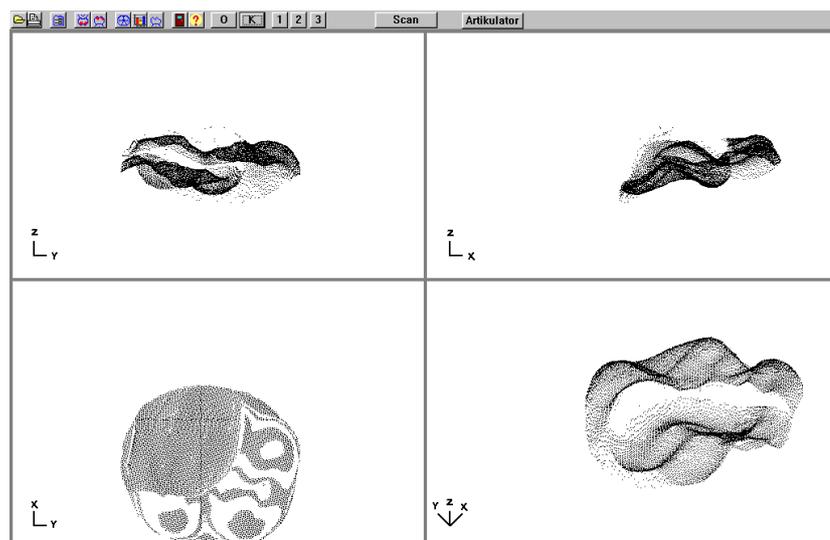


Abb. 61: Perfekter Abdruck des Oberkieferzahnes im Unterkiefermolaren.

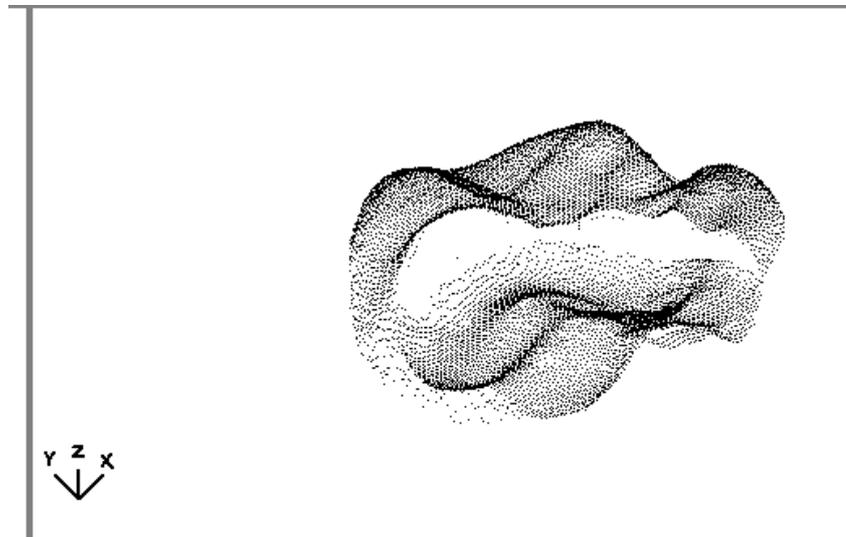


Abb. 62: Vergrößertes Bild des Zahnes. (Vergleiche mit *Abb. 56!*)

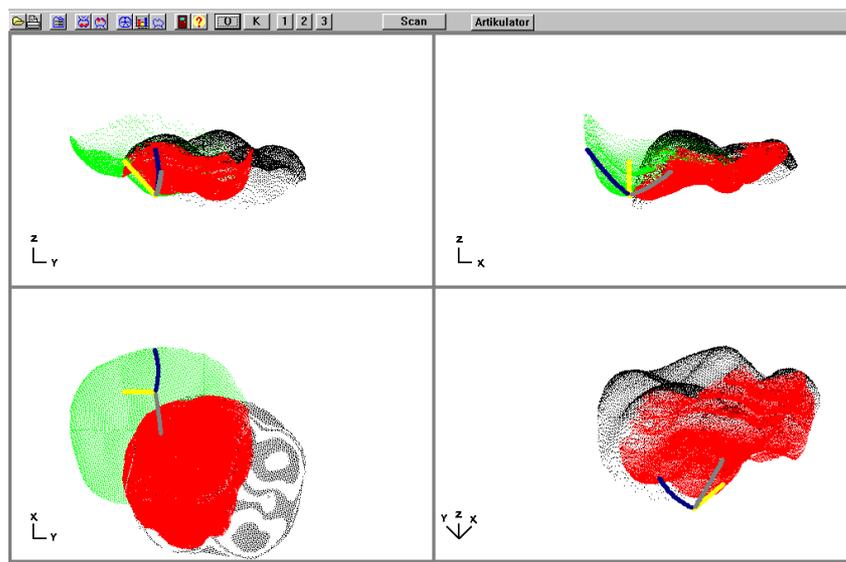


Abb. 63: Korrektur durch die Kombination von Rotation (Einsenken) des Oberkieferzahnes in den unteren Zahn und Durchführung aller horizontalen Bewegungen (Protrusion, Laterotrusion nach rechts und links). Es wurden relativ lange Korrekturschritte eingestellt (1 mm).

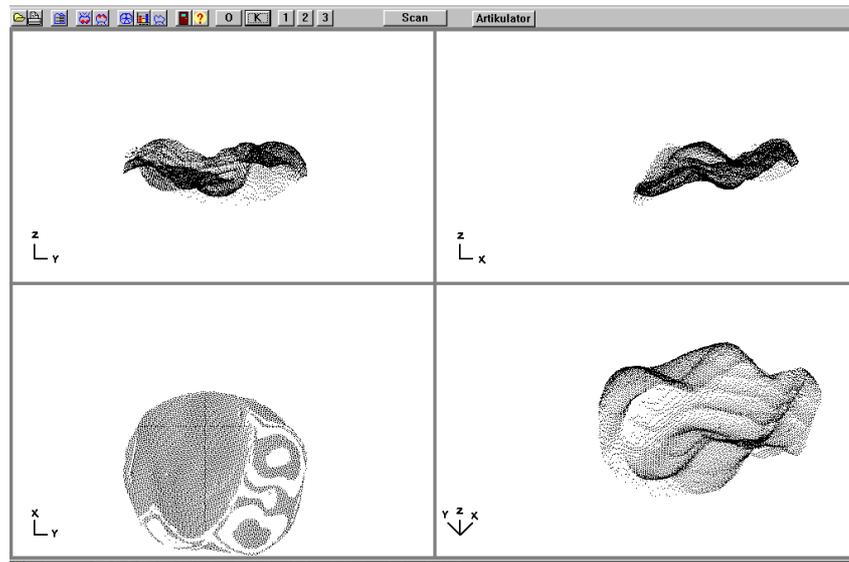


Abb. 64: Auf dem Korrekturbild ist sichtbar, daß auf den Seitenflächen der Korrektur Grate entstanden sind. Sie markieren jeweils das Ende einer Korrektur um einen Schritt.

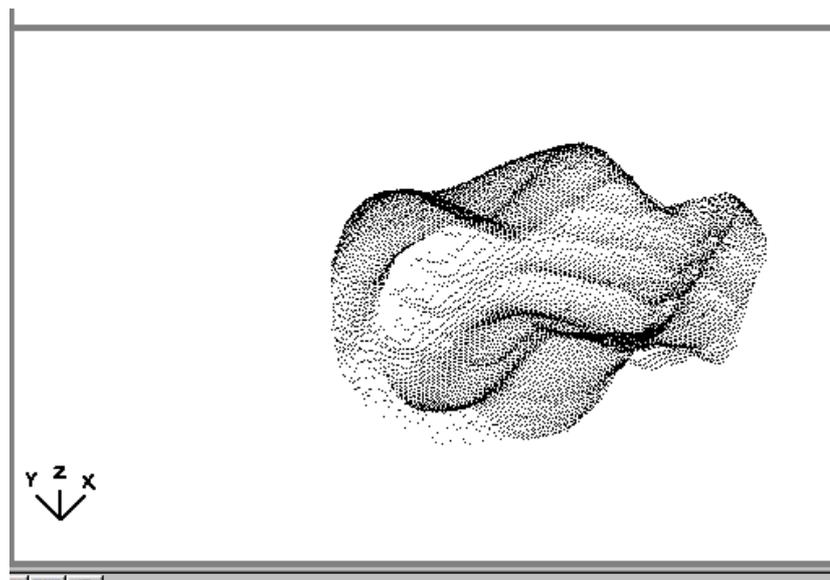


Abb. 65: Vergrößertes Bild des Zahnes. (Vergleiche mit *Abb. 56!*)

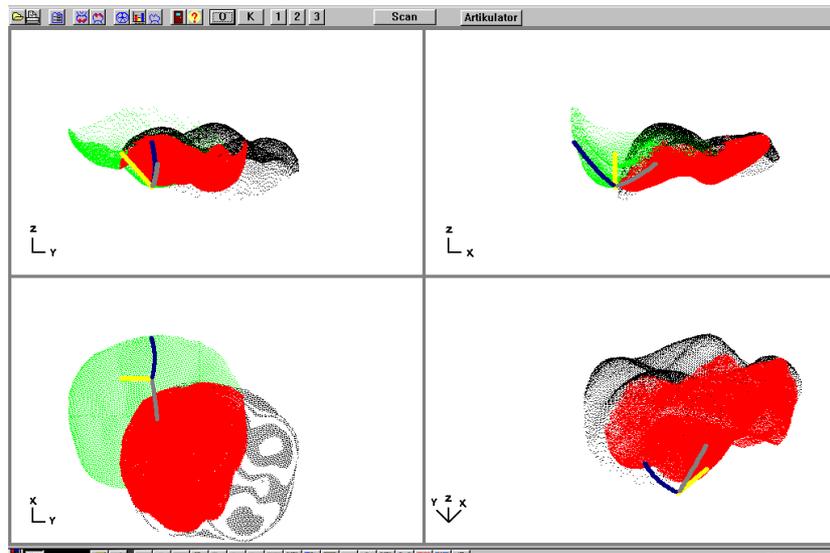


Abb. 66: Korrektur durch die Kombination von Rotation (Einsenken) des Oberkieferzahnes in den unteren Zahn und Durchführung aller horizontalen Bewegungen (Protrusion, Laterotrusion nach rechts und links). Es wurden kurze Korrekturschritte eingestellt (0,1 mm).

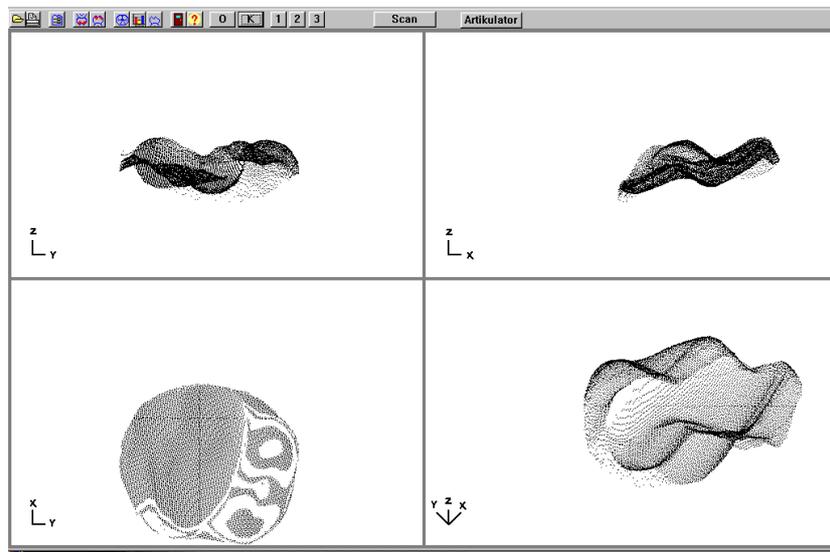


Abb. 67: Bild des korrigierten Zahnes. Auf den Seitenflächen der Korrektur sind keine Grate sichtbar. Die Korrektur ist durch die kurzen Schrittlängen glattflächig geworden.

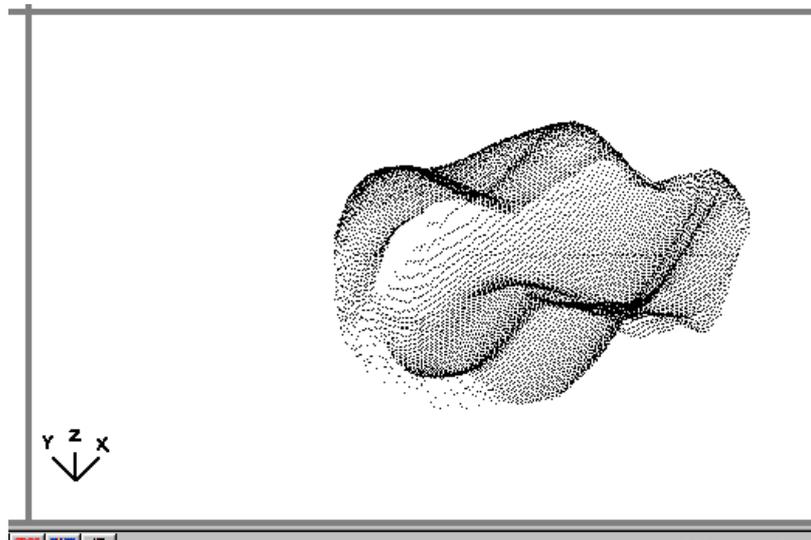


Abb. 68: Vergrößertes Bild des Zahnes. Die Seitenflächen sind absolut glatt. (Vergleiche mit den *Abb. 56* und *65!*)

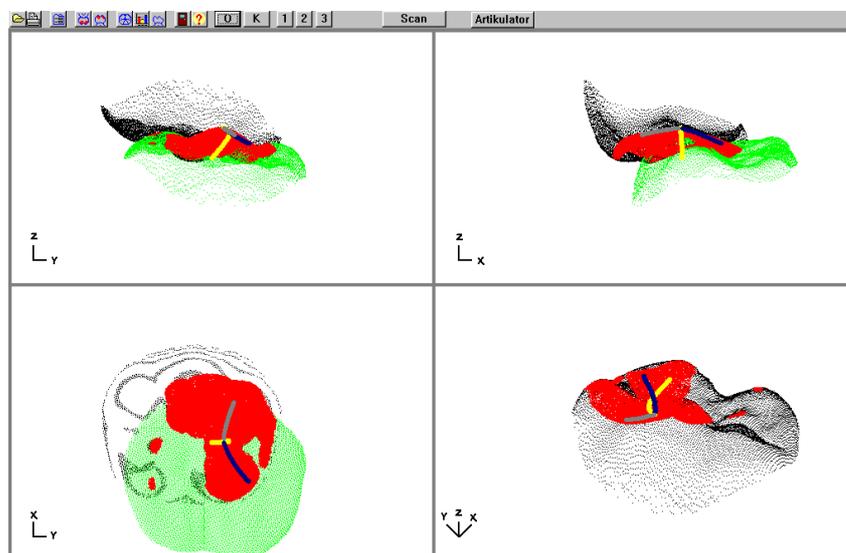


Abb. 69: Korrektur eines Oberkiefermolaren durch den Antagonisten bei flach eingestellten Bewegungsparametern.

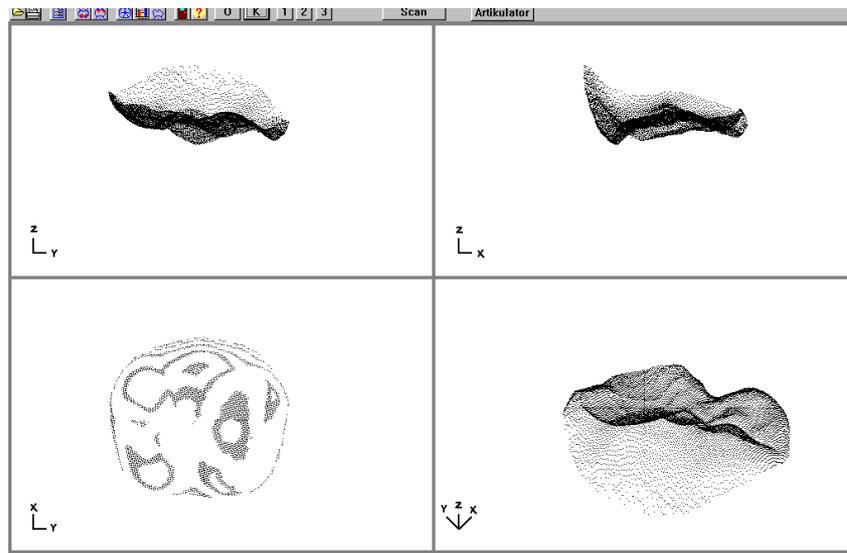


Abb. 70: Bild des korrigierten Zahnes.

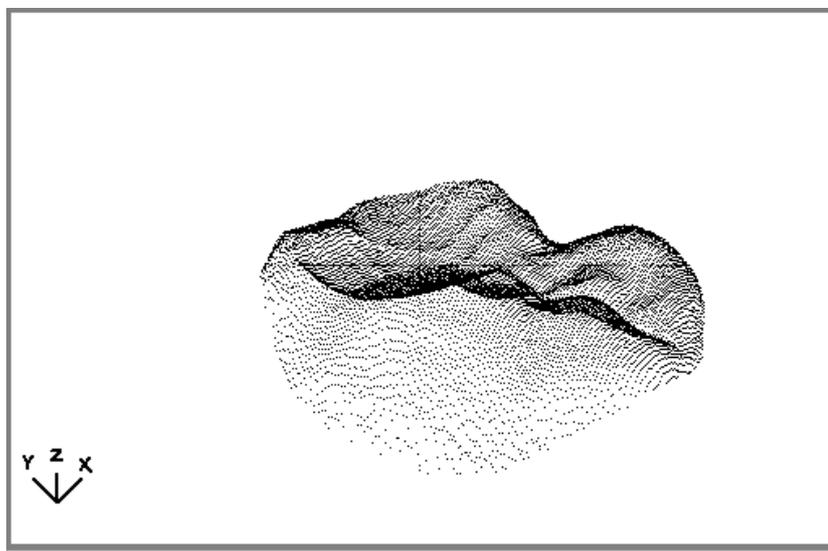


Abb. 71: Vergrößertes Bild des korrigierten Oberkieferzahnes.

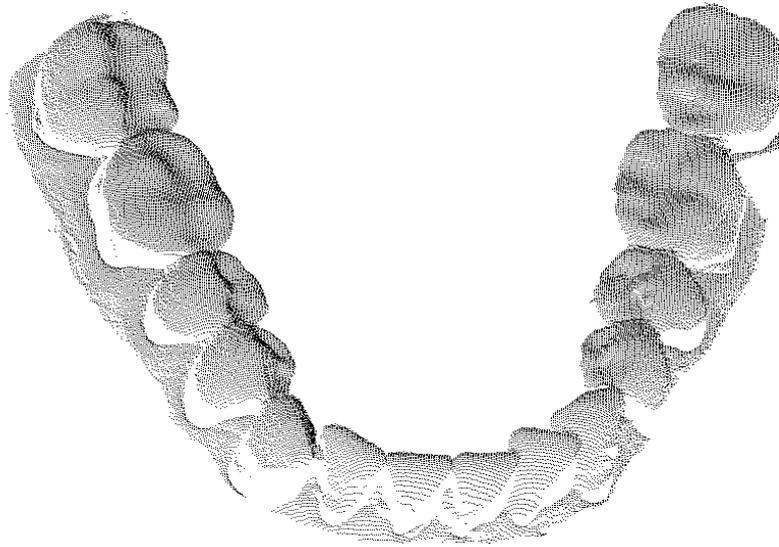


Abb. 72: Scanbild einer ganzen Unterkieferzahnreihe. Ausgangssituation eines Korrekturversuches.

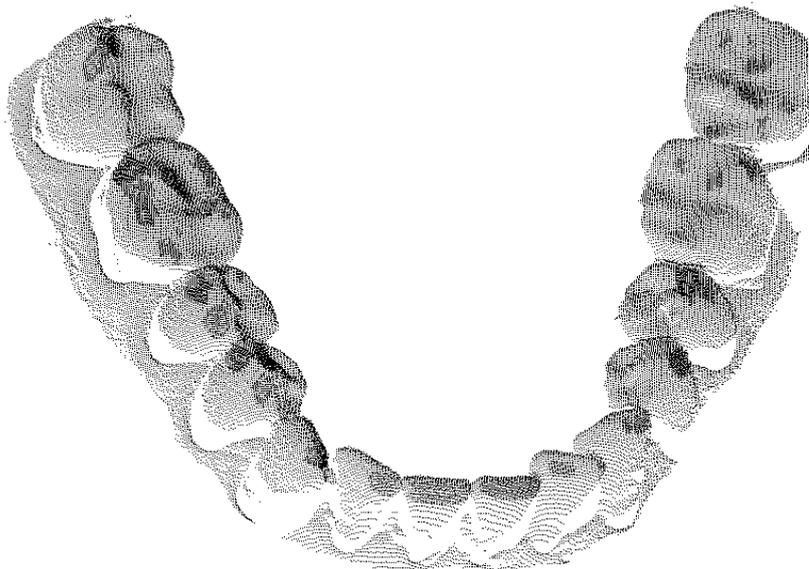


Abb. 73: Korrektur der Unterkieferzähne durch ein Hineinrotieren der Oberkieferzähne in die untere Zahnreihe um 5 mm (ca. $2,5^\circ$). Korrekturstellen schwarz markiert.

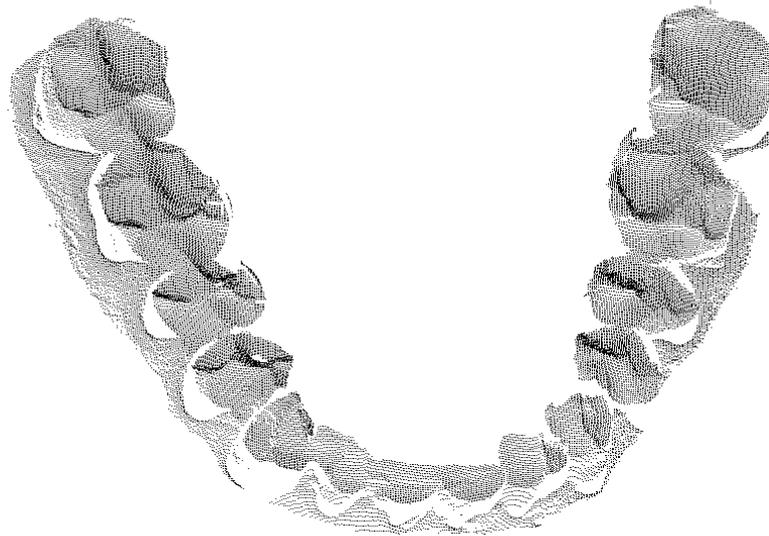


Abb. 74: Korrekturbild der Zahnreihe. (Vergleiche mit *Abb. 72!*).

Die computerunterstützte dynamische Kauflächenkorrektur kann in den folgenden Teilgebieten der Zahnheilkunde eingesetzt werden:

1. Die Methode kann in jedes zahnärztliche CAD/CAM-System integriert werden, um die statisch gestalteten Kauflächen einer dynamischen Kontrolle und Korrektur zu unterwerfen. Dadurch können diese Systeme Kauflächen generieren, welche sich störungsfrei in die dynamischen Bewegungen des angewandten Artikulators bzw. zu den Bewegungen des Unterkiefers des Patienten fügen. Dies bedeutet eine Aufwertung der Genauigkeit des CAD/CAM-Systems.
2. Die Methode kann als selbständiges System zur CAD/CAM-Analyse und Korrektur von Modellen von natürlichen Zähnen angewandt werden. Sie ersetzt damit die instrumentelle Okklusionsanalyse und das Probeeinschleifen und stellt eine wertvolle Hilfe für den Behandler bei der Einschleiftherapie dar.
3. Eine weitere Möglichkeit ist die Anwendung des Systems für das automatische Einschleifen von Totalprothesen. Als rein subtrahierendes Verfahren bildet es ein ideales Vorgehen bei dieser zeitintensiven, fachlich schwierigen Arbeit.

5.8. Praktische Bedeutung der Ergebnisse

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung können wesentliche Anregungen für den Artikulatorenbau abgeleitet werden. Damit kann einerseits die Genauigkeit der Wiedergabe der Unterkieferbewegungen gesteigert und gleichzeitig eine Vereinfachung der Geräte erzielt werden.

- Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung weisen darauf hin, daß die Bewegungen von Artikulatoren mit unterschiedlicher Anordnung der kondylären und inzisalen Führungsflächen unterschiedliche Bewegungen ermöglichen. Mit Hilfe der angewandten mathematischen Methode kann die Frage, welche der vier Artikulatorentypen dem natürlichen Vorbild am nächsten kommt, jedoch nicht beantwortet werden. Es ist weiteren Untersuchungen vorbehalten zu klären, ob vier Artikulatorentypen mit unterschiedlichen Bewegungen alle mit gleichem Erfolg angewendet werden können.
- Auf Grund der Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung wurde eine Rangfolge der Einflußgröße der Einstellparameter erstellt. Von den individuellen Parametern sind die Neigung der kondylären und inzisalen Führungsflächen, der Interkondylarabstand, die Bennett-Bewegung (Bennett-Winkel und ISS) sowie die Lage des Molarenpunktes die wichtigsten. Diese sollten am Artikulator innerhalb der bekannten klinischen Grenzwerten individuell einstellbar sein.
- Der Einfluß der Wölbung der Kondylenbahn ist minimal. Eine Gelenkbahn mit einer mittleren Krümmung erscheint ausreichend.
- Auf die Einstellbarkeit der übrigen Parameter (verstellbare Radien für die beiden Führungsflächen, räumliche Führung des Laterotrusionskondylus) kann man verzichten, ohne dabei die Genauigkeit des Artikulators wesentlich zu verringern. Dieses Vorgehen würde eine deutliche Vereinfachung der Konstruktion der Artikulatoren bedeuten.
- Artikulatoren sollten einen stabilen, zwischen weiten Grenzen einstellbaren Inzisalteller haben. Eine separate, ebenfalls einstellbare Führung für die Laterotrusion sollte ebenfalls vorhanden sein.
- Die günstigste Stellung für die inzisale Führung liegt in unmittelbarer Nähe der Schneidezähne. Deswegen wäre eine Höhenverstellbarkeit des Inzisaltisches sinnvoll. Die sagittale Lage des Inzisaltisches ist von geringerer Bedeutung.

Bei CAD/CAM-Verfahren zur Herstellung von Zahnersatz, bei denen Informationen zur Kauflächengestaltung aus den Daten der individuellen Unterkieferbewegungen gewonnen werden und die Kaufläche mit einem Fräsverfahren gestaltet wird, sollten die Bewegungen von Ober- und Unterteil in ihrer realen Form simuliert werden.

Das im Laufe dieser Arbeit entwickelte mathematische Modell zur Simulation von Artikulatorbewegungen bildete die Ausgangsbasis für die Entwicklung eines sogenannten virtuellen Artikulators. Dieser kann in der CAD/CAM-Technik für die

computerunterstützte dynamische Gestaltung von digitalen Kaufflächen herangezogen werden. Dies bedeutet ein komplett neues Einsatzgebiet für eine spezielle Art von Artikulatoren – nämlich für die Software-Artikulatoren.

6.0. ZUSAMMENFASSUNG

Die Ziele der vorliegenden Arbeit waren:

1. Entwicklung eines mathematischen Modells zur Simulation der Bewegungen des Unterkiefers.
2. Aufklärung eventueller Unterschiede zwischen
 - den Bewegungen von Artikulatoren mit unterschiedlicher Anordnung ihrer Führungsflächen (Artikulatorotypen I - IV nach DERKSEN und VAN HAERINGEN, Arcon- und Non-Arcon-Geräte), und
 - den Bewegungen des Oberteils und des Unterteils von Artikulatoren.
3. Die Überprüfung des Effektes individueller Einstellparameter und anderer Variabler auf die Bewegungen von Artikulatoren.
4. Die Entwicklung eines virtuellen Artikulators auf der Basis des mathematischen Modells.

Die Untersuchungen wurden mit Hilfe eines eigens erstellten, auf einem PC programmierten mathematischen Modells durchgeführt. Es wurden dabei die Bewegungen aller vier Artikulatoren- Typen dreidimensional simuliert. Unterschiedliche Parametereinstellungen wurden vorgenommen und dabei Veränderungen der Neigungswinkel, der Bahnlängen und der Entfernung der Endpunkte von Bewegungsbahnen ausgewählter Molarenpunkte registriert und ausgewertet. Die Berechnungen wurden bei 1 bis 5 Millimeter Kondylenbewegung bei der Protrusion und Laterotrusion für Molarenpunkte auf beiden Seiten ausgeführt.

Es stellte sich dabei heraus, daß

- die Bewegungen der vier Artikulatoren- Typen unterschiedlich sind.
- die Bewegungen von Arcon- und Non-Arcon-Artikulatoren, dargestellt am Beispiel der Typen IV und II, nicht identisch sind.
- die Bewegungen des Oberteils und des Unterteils von Artikulatoren bei allen vier Typen unterschiedlich sind.
- der Einfluß der untersuchten individuellen Parameter und Variablen auf die Artikulatorenbewegungen unterschiedlich groß ist.

Anhand von Einflüssen einheitlicher Veränderungen der einzelnen individuellen Parameter auf die Bewegungsbahn ausgewählter Molarenpunkte wurden die Parameter in zwei Gruppen eingeordnet:

1. Parameter mit einem großen Einfluß
 - Inzisalbahnneigung (IBN)

- Horizontale Kondylenbahnneigung (HKN)
- Bennett-Winkel (BW)
- Immediate Side Shift (ISS)
- Interkondylarabstand (IKA)
- Räumliche Lage des Molarenpunktes (MS, MV, MT)

Diese Parameter sollten am Patienten bestimmt, in den Artikulator überführt, am Artikulator eingestellt und in der diagnostischen und therapeutischen Arbeit berücksichtigt werden.

2. Parameter mit einem kleinen Einfluß

- Bewegungen des Laterotrusionskondylus (LP, LD, LR, LS)
- Kondylenbahnradius (KBN)
- Inzisalbahnradius (IR)
- Funktionelle Baulänge (AL)
- Funktionelle Bauhöhe (AH)

Auf die Einstellbarkeit bzw. genaue Bestimmung und den Transfer dieser Parameter kann man am ehesten verzichten, ohne dabei grobe Fehler erwarten zu müssen.

Es wurde ein virtueller Artikulator in Form eines Softwareprogrammes entwickelt, welcher alle Bewegungen mechanischer, einstellbarer Artikulatoren mit großer Genauigkeit simuliert. Die Fähigkeiten dieses Software-Artikulators können anhand eines beigefügten Computerdemonstrationsprogrammes betrachtet werden. Es wurde weiterhin ein Versuch unternommen, den virtuellen Artikulator zur Kontrolle und Korrektur digitalisierter Kauflächen zu verwenden.

7.0. SUMMARY

The aims of this study were:

1. To develop a mathematical model for the simulation of jaw and articulator movements.
2. To investigate differences between the movements
 - of different types of articulators with condylar and incisal guiding planes in the upper or in the lower part of the articulator (Types I to IV according to DERKSEN and VAN HAERINGEN, respectively arcon and nonarcon articulators)
 - of the upper and lower parts of these articulators.
3. To describe the influence of individual parameters and of some other variables on the movements of articulators.
4. To develop a virtual articulator on the basis of the mathematical model.

The study has been carried out with the aid of a mathematical model developed for this purpose and programmed on a personal computer. The movements of all four possible articulator types have been simulated in 3D. The angles, path-length and distances of the end-points of the paths' of the movements of given occlusal points on both sides of the dental arch have been calculated by different parameter settings at 1 to 5 mm of condyle movement for both the protrusion and the lateral movements, and compared with each-other.

The following results have been achieved:

- The movements of the four articulator types according to DERKSEN and VAN HAERINGEN are different.
- The movements of arcon and nonarcon articulators are different, too.
- The movements of the upper and lower parts of all four types of articulators are different as well.
- The influence of the studied parameters and variables on articulator movements is different.

The tested parameters have been divided into two groups according to their influence on the path of occlusal points. :

1. Parameters with a great influence:
 - Incisal path inclination
 - Condyle path inclination
 - Bennett-angle
 - Immediate side shift
 - Intercondylar distance

- Three-dimensional (antero-posterior, transversal and vertical) position of the occlusal point in study.

These parameters should be determined on the patient, transferred to, and set on the articulator as well as taken into consideration with the utmost care and precision at all diagnostic and therapeutic procedures.

2. Parameters with a small influence:

- Working-side condyle movements (latero-pro/-re/-de/-surtrusion)
- Length of the radius of the condyle path
- Length of the radius of the incisal path
- Length of the articulator
- Height of the articulator

Renouncing on a precise determination, transfer and setting of these parameters does not influence the precision of articulator movements considerably.

A virtual Articulator in form of a software-program has been developed. This is able to simulate all the possible movements of conventional mechanical adjustable articulators with a great precision. The features of this virtual articulator are presented in the form of a computer demonstration program. Further on it has been tried to use the virtual articulator for the analysis and dynamic correction of digitized occlusal surfaces.

8.0 LITERATURVERZEICHNIS

1. ABDULLAH, M.A.: Study of the acceptability of lateral interocclusal records by a modular articulator. *J Prosthet Dent* 74, 408-411 (1995).
2. ASH, M.M., RAMFJORD, S.P.: An introduction to functional occlusion. W.B. Saunders, Philadelphia (1982).
3. AULL, A.E.: Condylar determinants of occlusal patterns. Part I.: Statistical report on condylar path variations. *J Prosthet Dent* 15, 826-846 (1965).
4. BAKKER, B.R.: De waarde van metingen aan het individu in de praktische prothetiek. *Tschr Tandheelkunde* 43, 231 (1936).
5. BAUER, A., GUTOWSKI, A.: Gnathologie. Einführung in Theorie und Praxis., Quintessenz, Berlin (1978).
6. BECK, H.O.: A clinical evaluation of the arcon concept of articulation. *J Prosthet Dent* 9, 409-421 (1959).
7. BECK, H.O., MORRISON, W.E.: Investigation of an articulator. *J Prosthet Dent* 6, 359 (1956).
8. BECKER, J., HEIDEMANN, D.: Entwicklungsstand und Probleme des Einsatzes von CAD/CAM-Systemen. *Dtsch Zahnärztl Z* 48, 611-617 (1993).
9. BELLANTI, N.D.: The significance of articulator capabilities. Part I. Adjustable vs. semiadjustable articulators. *J Prosthet Dent* 29, 269-275 (1973).
10. BENSON, C.W.: Balanced occlusion. *J Am Dent Assoc* 21, (1934).
11. BERGSTRÖM, G.: On the reproduction of dental articulation by means of articulators. A kinematic study. *Acta Odontol Scand* 9, 78-88 (1950).
12. BERNARD, N., SCHMITT, L., UTZ, K.-H.: Intraorale und extraorale Bestimmung der sagittalen Kondylenbahnneigung im simultanen Vergleich. *Dtsch Zahnärztl Z* 48, 309-312 (1993).
13. BERNARD, N., UTZ, K.-H., SCHMIDT, L.: Intraorale Bestimmung der sagittalen Kondylenbahnneigung während der Gesichtsbogenübertragung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 105, 18-23 (1995).
14. BLOMBERG, S., HEYDEN, G., POSSELT, U.: Artikulatoren. *Quintessenz* 1-4 (1961).

15. BONWILL, W.G.A.: The geometrical and mechanical laws of the articulation of the human teeth. The anatomical articulator. *Am Syst Dent* 486-498 (1887).
16. BRIANT, R.: Artikulatorprogrammierung mit dem Praxiscomputer und dem String-Condylcomp LR2. *Zahnärztl Welt/Ref* 99, 312-313 (1990).
17. BRIANT, R.: Die opto-elektronische rechnergestützte kinematische Gelenkanalyse als Grundlage erfolgreicher prothetischer Oberkonstruktionen. *Fortbildung und Information für den Zahnarzt* 4, 12-14 (1991).
18. BROCKHAUS: Brockhaus Lexikon, Band 4, 19. Auflage, S. 268, 293-306. Brockhaus, Mannheim (1987).
19. BROSE, M.O., TANQUIST, R.A.: The influence of anterior coupling on mandibular movement. *J Prosthet Dent* 57, 345-353 (1987).
20. CABOT, L.B.: Using articulators to enhance clinical practice. *Br Dent J* 184, 272-276 (1998).
21. CARLSSON, G.E., ARSTRAND, P.: Registrering av kondylbanelutningen medelst intraorala vaxindex hos patienter med totala plattprotesser. *Svensk Tandlakare Tidskrift* 56, 1 (1964).
22. CELENZA, F.V.: An analysis of articulators. *Dent Clin N Am* 23, 305-326 (1979).
23. CHOU, T., PAMEIJER, C.H.: An investigation of the reproducibility of articulators. *J Prosthet Dent* 58, 442-448 (1987).
24. CLAYTON, J.A.: Pantographische Aufzeichnung der Unterkieferbewegungen. In: SCHMIEDSEDER, J., MOTSCH, A.: *Registrierung der Unterkieferbewegung*. S. 27-Quintessenz, Berlin (1982).
25. COLAIZZI, F., MICHAEL, C.G., JAVID, N.S., GIBBS, C.H.: Condylar and incisal border movements: A comparative study of complete denture wearers and natural dentition subjects. *J Prosthet Dent* 59, 453-459 (1988).
26. CRADDOCK, F.W.: The accuracy and practical value of records of condyle path inclination. *J Am Dent Assoc* 38, 687 (1949).
27. CROUSSILAT, J.R.G.: *Occlusion et articulateurs*. Julien Prelat, Marseille (1971).
28. CURTIS, D.A., WACHTEL, H.: Limitations of semiadjustable articulators. Part II. Straight line articulators with provision for immediate side shift. *J Prosthet Dent* 58, 569-573 (1987).
29. DENAR CORPORATION: Das Denar Mark II System. *Technik Handbuch*, 13-19, Denar Corporation, Anaheim (1977).

30. DENTATUS AB.: Instructions for use of the Dentatus articulators. Dentatus AB, Stockholm, (1976).
31. DENTATUS AB.: Dentatus ARA "Swept-Wing" arcon articulator. Dentatus AB, Stockholm, (1985).
32. DENTATUS AB.: Gebrauchsanweisung für Dentatus Artikulator ARH. Dentatus AB, Stockholm, (1985).
33. DENTRON GMBH: Condylcomp LR3. Dentron GmbH, Höchberg, (1992).
34. DERKSEN, A.A.D.: Analyse der kaakbewegingen. I. Tschr Tandheelkunde 60, 263-268 (1953).
35. DERKSEN, A.A.D.: Inleiding tot bouw en functie van het kauwstelsel, 90-180, A. Oosthoek's Uitgeversmaatschappij N.V., Oosthoek (1968).
36. DERKSEN, A.A.D., KORENHOF, C.A.W.: The protrusive movement in articulators. II. Its practical importance. J Dent Res 45, 751-761 (1966).
37. DERKSEN, A.A.D., VAN HAERINGEN, W.: The protrusive movement in articulators. J Dent Res 37, 125-135 (1958).
38. DIETER, H.: Untersuchung über Zusammenhänge der Gelenkbewegung und den Frontzahnbeziehungen. Med. Diss., Eberhard-Karls-Universität Tübingen, (1984).
39. DOS SANTOS, J., ASH, M.M.: A comparison of the equivalence of jaw and articulator movements. J Prosthet Dent 59, 36-42 (1988).
40. DURET, F., BLOUIN, J.-L., DURET, B.: CAD/CAM in dentistry. J Am Dent Assoc 117, 715-720 (1988).
41. EDINGER, D.H.: Die praktische Anwendung eines Robotersystems in der restaurativen Zahnheilkunde. Quintessenz 43, 441-452 (1992).
42. EDINGER, D.H.: Occlusal reconstruction using a robot system. J Gnathol 11, 19-26 (1992).
43. EDINGER, D.H.: Ein Robotersystem für die zahnärztliche Praxis. Phillip J 8, 301-306 (1999).
44. EDINGER, D.H., KLETT, R.: Wiedergabe von String-Condylcomp-LR3-Registraten mit dem Robotersystem ROSY. Dtsch Zahnärztl Z 48, 343-344 (1993).
45. EDINGER, D.H., RALL, K., SCHROETER, P.: Adding Dynamic Occlusion to Computer-Aided Tooth Restoration. J Gnathol 14, 7 (1995).

46. ELGHERIANI, A.S., WINSTANLEY, R.B.: Graphic tracings of condylar paths and measurements of condylar angles. *J Prosthet Dent* 61, 77-87 (1989).
47. ENGELHARDT, J.P.: Die instrumentelle Funktionsanalyse im Behandlungskonzept der täglichen Praxis. *Dtsch Zahnärztl Z* 48, 287-292 (1993).
48. FISCHER, R.: Die Artikulationslehre. In: HÄUPL, K., MEYER, W., SCHUCHARDT, K.: *Die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde*, Urban&Schwarzenberg, München, Berlin (1959).
49. FOX, S.: The significance of errors in hinge axis location. *J Am Dent Assoc* 74, 1268 (1968).
50. FREESMEYER, W.B.: Funktionelle Befunde im orofacialen System und deren Wechselwirkung. *Med. Diss.*, Eberhard-Karls-Universität, Tübingen, (1984).
51. FREESMEYER, W.B., LUCKENBACH, A.: ECR-System-Analyse der Zusammenhänge zwischen anteriorer und posteriorer Führung. *Dtsch Zahnärztl Z* 42, 17-22 (1987).
52. FREESMEYER, W.B., LUCKENBACH, A., MÜLLER, TH., HÜLS, A.: Vergleichende Untersuchungen zwischen mechanisch und elektronisch registrierten Unterkieferbewegungen in Beziehung zur Gelenktopographie. *Dtsch Zahnärztl Z* 39, 870-875 (1984).
53. FUHR, K., REIBER, T.: Arcon- oder NonArcon-Artikulatoren? In: KETTERL, W.: *Deutscher Zahnärztekalendar*. 70-83. Carl Hanser Verlag, München (1985).
54. FUHR, K., SIEBERT, G.: Die Wirkungsweise von Artikulatoren. In: KETTERL, W.: *Deutscher Zahnärztekalendar*., S. 52-Karl Hanser Verlag, München (1981).
55. GEERING, A.: Eine Klassierung der Artikulatoren. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 85, 1257-1262 (1975).
56. GEERING, A.: Der Gerber-Cobdylator. *Dent Labor* 30, 1599-1600 (1982).
57. GELLERT, W., KÜSTNER, H., HELLWICH, M., KÄSTNER, H.: *Kleine Enzyklopädie Mathematik*. 451-VEB Bibliographisches Institut, Leipzig (1965).
58. GERBER, A.: Dentale Technologie. In: GERBER, A., STEINHARDT, G.: *Kiefergelenksstörungen - Diagnostik und Therapie*., S. 123-129. Quintessenz, Berlin (1989).
59. GIBBS, C.H.: Kieferbewegungen: Indikatoren für Dysfunktion? In: SCHMIEDSEDER, J., MOTSCH, A.: *Registrierung der Unterkieferbewegungen*., S. 93. Quintessenz, Berlin (1982).

60. GIBBS, C.H., LUNDEEN, H.C.: Jaw movements and forces during chewing and swallowing and their clinical significance. In: LUNDEEN, H.C., GIBBS, C.H.: Advances in occlusion. John Wright, Boston-Bristol-London (1982).
61. GIBBS, C.H., WICKWIRE, N.A., JACOBSON, A.P., LUNDEEN, H.C., MAHAN, P.E., LUPKIEWICZ, S.M.: Comparison of typical chewing patterns in normal children and adults. J Am Dent Assoc 105, 33-42 (1982).
62. GIRRBACH DENTAL: Das Original als Vorbild - Artex Analogsystem., Girrbaach Dental, Pforzheim (1993).
63. GIRRBACH DENTAL: Der CNC-Zahntechniker. Girrbaach Dental, Pforzheim (1993).
64. GIRRBACH DENTAL: Girrbaach Dental Systeme, Girrbaach Dental, Pforzheim (1993).
65. GIRRBACH, K.: Einige theoretische Grundlagen zur Auswahl eines Artikulatorsystems. Dent Labor 39, 653-659 (1991).
66. GROSS, M., NEMKOVSKY, C.: Investigation of the effects of a variable lateral guidance incline on the pantographic registration of mandibular border movement: Part II. J Prosthet Dent 70, 336-344 (1993).
67. GROSS, M., NEMKOVSKY, C., FRIEDLANDER, L.D.: Comparative study of condylar settings of three semiadjustable articulators. Int J Prosthet 3, 135-141 (1990).
68. GROSS, M., NEMKOVSKY, C., TABIBIAN, Y., GAZIT, E.: The effect of three different recording materials on the reproducibility of condylar guidance registrations in three semi-adjustable articulators. J Oral Rehabil 25, 204-208 (1998).
69. GRÜNENFELDER, R.: Neue Möglichkeiten im Bereich der Biogenen Prothetik. Ivoclar-Vivadent Report 9, (1993).
70. GUICHET, N.F.: Applied gnathology - Why and how. Denar Corp., Anaheim (1969).
71. GUICHET, N.F.: Criteria for evaluation of I. methods of occlusal treatment, II. mandibular movement recording methods, III. mandibular movement simulators. Denar Corp., Anaheim (1969).
72. GUICHET, N.F.: Procedures for occlusal treatment. A teaching atlas. Denar Corporation, Anaheim (1969).
73. GUICHET, N.F.: The Denar system and its application in everyday dentistry. Dent Clin N Am 23, 243-257 (1979).
74. GYSI, A.: A practical application of research results in denture construction. J Am Dent Assoc 16, 92 (1929).

75. GYSI, A.: Kieferbewegung und Zahnform. In: PICHLER, H.: Handbuch der Zahnheilkunde., Urban & Schwarzenberg, Berlin, Wien (1929).
76. HAAGE, J.: Die Beziehung morphologischer Kieferbefunde zur Okklusion. Eine Varianzanalyse. Med. Diss., Eberhard-Karls-Universität Tübingen, (1982).
77. HANAU, R.L.: Full denture prosthesis-intraoral technique for Hanau articulator model H. S. 28-University of Buffalo, Buffalo (1930).
78. HATANO, Y., KOLLING, J.N., STERN, N., CLAYTON, J.A.: A graphic comparison of mandibular border movements generated by various articulators. Part II: Results. J Prosthet Dent 61, 425-429 (1989).
79. HATCHER, D.C., FAULKNER, M.G., HAY, A.: Development of mechanical and mathematic models to study temporomandibular joint loading. J Prosthet Dent 55, 377-384 (1986).
80. HEINRICHS, E., KOBES, L., LOTZMANN, U.: Zur transversalen Resilienz der menschlichen Kiefergelenke. Dtsch Zahnärztl Z 43, 60-62 (1988).
81. HELFGEN, E.-H., LÜCKERATH, W., GRÜNER, M.: Untersuchungen zur Krümmungsmorphologie der Protrusionsbahnen. Dtsch Zahnärztl Z 44, 201-203 (1989).
82. HELFGEN, E.-H., LÜCKERATH, W., GRÜNER, M.: Die Frontzahnführung im Vergleich mit Krümmungen sagittaler Kiefergelenkbewegungen. Dtsch Zahnärztl Z 46, 201-203 (1991).
83. HESLER, H., HOFMANN, M., PRÖSCHEL, P.: Geometrisch-mathematische Analyse von Übergangsfehlern in den Artikulator und deren praktische Auswirkungen. Dtsch Zahnärztl Z 32, 599-605 (1977).
84. HJORTSJÖ, C.H.: Motion and movements. Acta Univ Lund 1-31 (1964).
85. HOBBO, S.: A kinematic investigation of mandibular border movement by means of electronic measuring system. Part II: A study of the Bennett movement. J Prosthet Dent 51, 642-646 (1984).
86. HOBBO, S.: A kinematic investigation of mandibular border movement by means of electronic measuring system. Part III: Rotation center of lateral movement. J Prosthet Dent 52, 66-72 (1984).
87. HOBBO, S.: Formula for adjusting the horizontal condylar path of the semiadjustable articulator with interocclusal records. Part I: Correlation between the immediate side shift, the progressive side shift and the Bennett angle. J Prosthet Dent 55, 422-426 (1986).
88. HOBBO, S.: Formula for adjusting the horizontal condylar path of the semiadjustable articulator with interocclusal records. Part II: Practical evaluations. J Prosthet Dent 55, 582-588 (1986).

89. HOBO, S.: Twin-tables technique for occlusal rehabilitation: Part II - Clinical procedures. *J Prosthet Dent* 66, 471-477 (1991).
90. HOBO, S., TAKAYAMA, H.: A new system for measuring condylar path and computing anterior guidance: Part I. Measuring principle. *Int J Prosthet* 1, 99-106 (1989).
91. HOBO, S., TAKAYAMA, H.: Effect of canine guidance on the working condylar path. *Int J Prosthet* 2, 73-79 (1989).
92. HOBO, S., TAKAYAMA, H.: Kinematic investigation of anterior guidance as a basis for new gnathological concepts. *J Gnathol* 8, 14-48 (1989).
93. HOFFMANN-AXTHELM, W.: *Lexikon der Zahnheilkunde, Band 2. S. 62 Quintessenz, Berlin-Chicago-London-Sao Paulo-Tokio* (1992).
94. HORNBY, A.S., GATENBY, E.V., WAKEFIELD, H.W.: *The advanced learners dictionary of current english., Band 2. Oxford University Press, London* (1970).
95. HUGGER, A.: Artikulatoren und ihre Bedeutung für zahnärztliche und zahntechnische Versorgungsleistungen. Teil I. *Dental Spiegel* 13, 48-50 (1993).
96. HUGGER, A.: Artikulatoren und ihre Bedeutung für zahnärztliche und zahntechnische Versorgungsleistungen. Teil II. *Dental Spiegel* 13, 28-32 (1993).
97. ISAACSON, D.: A clinical study of the condyle path. *J Prosthet Dent* 9, 927-935 (1959).
98. IVOCLAR AG: *Stratos 200. Der biofunktionelle Artikulator. Deutsche Ivoclar Dental GmbH, Ellwangen* (1993).
99. JOHNSON, A., WINSTANLEY, R.B.: Recording sagittal condylar angles using a mandibular facebow. *J Oral Rehabil* 24, 904-908 (1997).
100. KAMANN, W.K.: Die fallspezifische, befundadäquate Artikulatorwahl in der Diagnostik und Therapie. *Dental Spiegel* 26-36 (1998).
101. KAMANN, W.K., SANDMANN, D.: Zur Konstruktion und Klassifikation von Artikulatoren. Teil I. *Zahnärztl Welt/Ref* 105, 553-556 (1996).
102. KAMANN, W.K., SANDMANN, D.: Zur Konstruktion und Klassifikation von Artikulatoren. Teil II. *Zahnärztl Welt/Ref* 105, 646-649 (1996).
103. KAMANN, W.K., SANDMANN, D.: Die Geschichte des Artikulators. *Zahnärztl Welt/Ref* 106, 633-639 (1997).
104. KATONA, T.R.: A mathematic model of mandibular protrusion. *J Prosthet Dent* 66, 699-705 (1991).

105. KATONA, T.R.: A mathematical model of occlusal adjustment. *J Prosthet Dent* 68, 471-476 (1992).
106. KATONA, T.R., GARETTO, P.L., RUM, R.K.: An engineering model of the Stuart pantograph. *J Gnathol* 12, 25-37 (1993).
107. KATZ, G.T.: The determinants of human occlusion. A workbook for students of gnatho-kinesiology. University of Southern California, Los Angeles (1972).
108. KAVO-EWL: Zubehör für Artikulatoren Protar I und Protar II. KaVo-EWL, Leutkirch (1993).
109. KISS, E., SZENTPÉTERY, J.: Studiul drumului parcurs de cuspizii dintilor in mecanismul masticatiei. *Gazeta Matematica si Fizica (Buc)* 68, 411-418 (1963).
110. KLEIN, B., SIEBERT, G.: Klinisch-Pantographische Untersuchungen zum "Immediate side-shift". *Dtsch Zahnärztl Z* 33, 446-449 (1978).
111. KLETT, R.: Artikulatorprogrammierung mit dem Praxiskomputer und dem String-Condylcomp LR2. *Zahnärztl Welt/Ref* 98, 976-978 (1989).
112. KLETT, R.: Artikulatorprogrammierung mit dem Praxiskomputer und dem String-Condylcomp LR2. *Zahnärztl Welt/Ref* 99, 476-479 (1999).
113. KLETT, R., LÜCKERATH, W.: Einfluß von Projektionsfehlern auf die pantographische Diagnostik bei gestörter Kiefergelenkfunktion. *Dtsch Zahnärztl Z* 44, 36-40 (1989).
114. KLINEBERG, I.: Occlusion: Principles and assessment. S. 163-John Wright, Oxford (1991).
115. KLÖTZER, W.T.: Ist die Totalprothetik ohne Berücksichtigung der Funktionslehre noch denkbar? In: *AKADEMIE PRAXIS UND WISSENSCHAFT IN DER DGZMK: Das Funktionsgestörte Kauorgan.*, S. 123-140. Carl Hanser, München, Wien (1987).
116. KOECK, B.: Artikulationslehre -heute. *Quintessenz* 29, (1978).
117. KOECK, B.: Instrumentelle Funktionsdiagnostik. In: *HUPFAUF, L.: Praxis der Zahnheilkunde, Band 8 - Funktionsstörungen des Kauorgans.* S. 105, Urban&Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore (1989).
118. KOECK, B., SEVERIN, B.: Die Grenzbewegungen des Unterkiefers beim Deckbiß. *Dtsch Zahnärztl Z* 31, 714-716 (1976).
119. KOHNO, S., ISHIWARA, T.: Analysis of movement of mandibular condyle in sagittal plane. *Bull Tokyo Med Dent Univ* 18, 233-245 (1971).
120. KOHNO, S., NAKANO, M.: The measurement and development of anterior guidance. *J Prosthet Dent* 57, 620-625 (1987).

121. KORDAß, B., RÜCKERT, B., STÜTTGEN, U.: Zur Länge und Lage der Interkondylarachse. Dtsch Zahnärztl Z 52, 546-549 (1997).
122. KÖRBER, E.: Die prothetische Versorgung des Lückengebisses. Befunderhebung und Planung. 3. Auflage, S. 128, Carl Hanser, München, Wien (1987).
123. KÖRBER, K.-H.: Zahnärztliche Prothetik Bd I. (Funktionslehre, Gnathologie, Traumatologie), 2. Auflage, S. 137, Georg Thieme, Stuttgart, New York (1980).
124. KUBEIN-MEESENBURG, D., MEYER, G., BÜCKING, W.: Die praktische Anwendung des individuellen Frontzahn-Rekonstruktionskonzeptes: Handhabung des Kontur-Kurven-Formers (Contour-Curve-Former-CCF). I. Quintessenz 38, 1-18 (1987).
125. KUBEIN-MEESENBURG, D., MEYER, G., BÜCKING, W.: Die praktische Anwendung des individuellen Frontzahn-Rekonstruktionskonzeptes: Handhabung des Kontur-Kurven-Formers (Contour-Curve-Former-CCF). II. Quintessenz 38, 19-27 (1987).
126. KUBEIN-MEESENBURG, D., NÄGERL, H., KLAMT, B.: The biomechanical regulation between incisal and condylar guidance in man. J Biomechanics 21, 997-1009 (1988).
127. KUBEIN-MEESENBURG, D., NÄGERL, H., MEYER, G., BÜCKING, W.: Individual reconstruction of palatal concavities. J Prosthet Dent 60, 662-672 (1988).
128. KÜHL, W.: Geometrie der scharnieryelenkbezüglichen Modellorientierung. Dtsch Zahnärztl Z 22, 873-875 (1967).
129. LANG, N.P.: Zur Geschichte der Artikulatoren. Schweiz Monatsschr Zahnheilk 80, 1105-1149 (1970).
130. LAURITZEN, A.G.: Atlas of occlusal analysis. HAH Publications, Colorado Springs (1974).
131. LAURITZEN, A.G.: Arbeitsanleitung für die Lauritzen-Technik. Carstens und Homovc, Hamburg (1976).
132. LEE, R.L.: Jaw movements engraved in solid plastic for articulator controls. Part I. Recording apparatus. J Prosthet Dent 22, 209-224 (1969).
133. LEE, R.L.: Jaw movements engraved in solid plastic for articulator controls. Part II. Transfer apparatus. J Prosthet Dent 22, 513-527 (1969).
134. LEE, R.L.: Anterior guidance. In: GARDNER, A.F. (Series editor): Postgraduate Dental Handbook Series, LUNDEEN, H.C., GIBBS, C.H. (Volume editor) Vol. 14 (Advances in occlusion). S. 51. John Wright, Boston, Bristol, London, (1982).

135. LEE, R.L.: Panadent instruction manual for advanced articulator system. Panadent Corporation, Grand Terrace (1989).
136. LEJOYEUX, J.: Prothese complete. Tome II. Maloine, S.A., Paris (1976).
137. LEPERA, F.: Understanding graphic records of mandibular movements. *J Prosthet Dent* 18, 417-424 (1967).
138. LOTZMANN, U.: Der Einfluß der Registrierplattenstellung auf die achsiographische Erfassung der Unterkieferbewegungen in der Transversal-Sagittalebene. *Zahnärztl Welt/Ref* 99, 538-543 (1990).
139. LOTZMANN, U., KOBES, L.: Zum Einfluß von Gewicht und Schwerpunktlage des Unterkiefer-Registrierbogens auf den Verlauf axiographischer Spuren. *Dtsch Zahnärztl Z* 43, 67-70 (1988).
140. LUCIA, V.O.: Modern gnathological concepts. S. 293, Mosby, St. Louis (1961).
141. LUCIA, V.O.: Principles of articulation. *Dent Clin N Am* 23, 199-211 (1979).
142. LUCKENBACH, A.: Untersuchungen zur Unterkieferbewegung mit Hilfe eines elektronischen, computergestützten Registriersystems (ECRS). Med. Diss., Eberhard-Karls-University, Tübingen, (1983).
143. LUCKENBACH, A.: Neue elektronisch-mathematische Methode zur Bestimmung des kondylären Rotationszentrums. *Dtsch Zahnärztl Z* 46, 661-664 (1991).
144. LUCKENBACH, A., FREESMEYER, W.B.: Übertragung elektronisch registrierter Unterkiefer-Bewegungen auf einen individuellen Artikulator. *Zahnärztl Welt/Ref* 96, 538-543 (1987).
145. LUCKENBACH, A., FREESMEYER, W.B.: Rekonstruktion der Frontzahnführung. EDV-gestützte Methode. *Phillip J* 9, 143-149 (1992).
146. LUNDEEN, H.C.: Mandibular movement recordings and articulator adjustments simplified. *Dent Clin N Am* 23, 231-241 (1979).
147. LUNDEEN, H.C., SHRYOCK, E.F., GIBBS, C.H.: An evaluation of mandibular border movements: Their character and significance. *J Prosthet Dent* 40, 442-452 (1978).
148. LUNDEEN, H.C., WIRTH, C.G.: Condylar movement patterns engraved in plastic blocks. *J Prosthet Dent* 30, 866-875 (1973).
149. LUNDEEN, T.F., MENDOZA, F.: Comparison of Bennett shift measured at the hinge axis and an arbitrary hinge position. *J Prosthet Dent* 51, 407-410 (1984).

150. LUNDEEN, T.F., MENDOZA, F.: Comparison of two methods for measurement of immediate Bennett shift. *J Prosthet Dent* 51, 243-246 (1984).
151. MACK, H.: Instrumentelle Voraussetzungen zur Erfassung des okklusoartikulären Systems. In: DRÜCKE, W., KLEMT, B.: Kiefergelenk und Okklusion., S. 67, Quintessenz, Berlin, Chicago, Tokyo (1980).
152. MACK, H.: Bahnkurve und Hüllkurve der Kondylarbahnführung. *Der Zahnarzt (Coll med dent)* 30, 561-564 (1986).
153. MACK, P.J.: A computer analysis of condylar movement as determined by cuspal guidances. *J Prosthet Dent* 61, 628-633 (1989).
154. MANDILARIS, C.B., BEARD, C.C., CLAYTON, J.A.: Comparison of the intercondylar distance and the interfacial width as used with the electronic pantograph. *J Prosthet Dent* 67, 331-334 (1992).
155. MCCOY, R.B., SHRYOCK, E.F., LUNDEEN, H.C.: A method of transferring mandibular-movement data to computer storage. *J Prosthet Dent* 36, 510-516 (1976).
156. MEYER, G., DALRI, H.: Dreidimensionale elektronische Messung der Bewegungen des Kondylus über die Scharnierachse des Unterkiefers. *Dtsch Zahnärztl Z* 40, 881-886 (1985).
157. MEYER, G., KUBEIN-MEESENBURG, D.: Unter welchen Voraussetzungen kann heute auf die Anwendung individuell volljustierbarer Artikulatoren verzichtet werden? Jahrestagung der AGF in der DGZMK, Bad Nauheim, (1987).
158. MEYER, G., MOTSCH, A.: Von der Artikulationslehre zur Funktionsdiagnostik. In: AKADEMIE PRAXIS UND WISSENSCHAFT IN DER DGZMK: Das Funktionsgestörte Kauorgan., S. 9-33. Carl Hanser, München, Wien (1987).
159. MITCHELL, D.L., WILKIE, N.D.: Articulators through the years. Part I. Up to 1940. *J Prosthet Dent* 39, 330-338 (1978).
160. MITCHELL, D.L., WILKIE, N.D.: Articulators through the years. Part II. From 1940. *J Prosthet Dent* 39, 451-458 (1978b).
161. MJOR, P.S.: The effect of end controlling guides of the articulator on cusp inclination. *J Prosthet Dent* 15, (1965).
162. MOLNÁR, L., SCHRANZ, D., HUSZÁR, GY.: Fogpótlástan. Egészségügyi Könyv és Lapkiadó N.V., Budapest (1950).
163. MORITA, O., MIYAGAWA, Y., LANG, B.R.: Determining the protrusive movement on arcon and nonarcon articulators by mathematical equation. *J Prosthet Dent* 47, 330-355 (1982).

164. MORNEBURG, TH., PRÖSCHEL, P.: Differences between traces of adjacent condylar points and their impact on clinical evaluation of condyle motion. *Int J Prosthet* 11, 317-324 (1998).
165. MOTSCH, A.: Funktionsorientierte Einschleiftechnik für das natürliche Gebiß. Carl Hanser, München (1977).
166. MÖRMANN, W.H., BRANDESINI, M.: Cerec System: Computer-Inlays,-Onlays und Schalenverblendungen. *Zahnärztl Mitt* 77, 87-92 (1989).
167. MÜLLER, M.: Grundlagen und Aufbau des Artikulationsproblems im natürlichen und künstlichen Gebisse. Dr. Werner Klinkhardt Verlag, Leipzig (1925).
168. NEVAKARI, K.: Sagittaalisen leukanvelraden yksiloosen kaltevuuden maarttaamiistarkudesta intraorlista vahaindksiteknika kaytteaen. *Finska Tandl Sallsk Forth* 53, 205 (1975).
169. OHLROGGE, H.-H.: Mißverständliche Effekte bei axialer Aufzeichnung der Kiefergelenksbewegungen. *Quintessenz* 1209-1213 (1986).
170. OHLROGGE, H.-H., MACK, H.: Verzeichnungen und Verzerrungen bei sagittalen Aufzeichnungen in der instrumentellen Funktionsanalyse. *Dtsch Zahnärztl Z* 43, 39-43 (1988).
171. OTT, K.: Die Kiefergelenkfunktion. Geometrisch-klinische Analyse mit Hilfe der Pantographie nach Stuart. S. 31-53, Carl Hanser, München, Wien (1982).
172. OTT, K., OLAVARRIA, L.E., BOSE, M.: Untersuchungen über die Reproduzierbarkeit von Registrierungen mit dem Condylcomp LR2. *Dtsch Zahnärztl Z* 46, 596-598 (1991).
173. PAYNE, J.A.: Condylar deteminants in a patient population: electronic pantograph assessment. *J Oral Rehabil* 24, 157-163 (1997).
174. PECH, C.C., MURRAY, G.M., JOHNSON, C.L.W., KLINEBERG, I.: The variability of condylar point pathways in open-close jaw movements. *J Prosthet Dent* 77, 394-404 (1997).
175. PELLETIER, L.B., CAMPBELL, S.D.: Evaluation of the relationship between anterior and posterior functionally disclusive angles. Part I.: Literature review, instrumentation and reproducibility. *J Prosthet Dent* 63, 395-403 (1990).
176. PELLETIER, L.B., CAMPBELL, S.D.: Evaluation of the relationship between anterior and posterior functionally disclusive angles. Part II.: Study of a population. *J Prosthet Dent* 63, 536-540 (1990).
177. POSSELT, U.: Studies in the mobility of the human mandible. *Acta Odontol Scand Suppl.* 10, 10 (1952).

178. POUND, E., MURREL, G.A.: An introduction to denture simplification. Phase II. J Prosthet Dent 29, 598-607 (1973).
179. PREISKEL, H.: The canine teeth related to Bennett movement. Br Dent J 131, 312-315 (1971).
180. PRICE, R.B., BANNERMAN, R.A.: A comparison of articular settings obtained by using an electronic pantograph and lateral interocclusal recordings. J Prosthet Dent 60, 159-164 (1988).
181. PRICE, R.B., KOLLING, J.N., CLAYTON, J.A.: Effects of changes in articulator settings on generated occlusal tracings. Part I. Condylar inclination and progressive side shift settings. J Prosthet Dent 65, 237-243 (1991).
182. PRÖSCHEL, P., FENG, H., OHKAWA, S., OTT, R., HOFMANN, M.: Untersuchung zur Interpretation des Bewegungsverhaltens kondylärer Punkte. Dtsch Zahnärztl Z 48, 323-326 (1993).
183. PRÖSCHEL, P., MORNEBURG, TH., GOEDECKE, U.: Okklusale Fehler bei Mittelwerteinstellung im Artikulator. Zahnärztl Mitt 85, 49-54 (1995).
184. RB DENTAL ELEKTRONIK: CPS-PC - der erste elektronische Artikulator. ZMK 321, (1999).
185. REHM, H.: Die angewandte Artikulationslehre. In: HÄUPL, K.: Zahnärztliche Prothetik., S. 276. Johann Ambrosius Barth, Leipzig (1951).
186. REIBER, T., BEHNECKE, N.: Klinische und instrumentelle Funktionsdiagnostik bei Kiefergelenkerkrankungen. Zahnärztl Welt/Ref 94, 560-563 (1985).
187. REIBER, T., HILLE, N.: Zur Präzision von teilweise einstellbaren Artikulatoren. Zahnärztl Welt/Ref 98, 119-121 (1989).
188. REIBER, T., WAGNER, A.: Untersuchungen zur okklusalen Morphologie der Frontzähne. Zahnärztl Welt/Ref 103, 238-240 (1994).
189. REICHENBACH, E.: Was ist geblieben? Versuch einer Bilanz der sogenannten klassischen Artikulationslehre. Dtsch Zahnärztl Z 16, 1108-1122 (1961).
190. REICHENBACH, E.: Prothetik-Totaler Ersatz. In: HOFER, O., REICHENBACH, E., SPRETER VON KREUDENSTEIN, T., WANNEMACHER, E.: Lehrbuch der klinischen Zahnheilkunde. Bd. II. Prothetik / Kieferorthopädie / Zahnerhaltungskunde., S. 293, Johann Ambrosius Barth, Leipzig (1963).
191. ROEDEMA, W.H., KNAPP, J.G., SPENCER, J., DEVER, M.K.: Computer-graphic representation of mandibular movements in three dimensions. Part I. The horizontal plane. J Prosthet Dent 39, 378-383 (1978).

192. ROEDEMA, W.H., KNAPP, J.G., SPENCER, J., DEVER, M.K.: Computer-graphic representation of mandibular movements in three dimensions. Part II. The sagittal and frontal planes. *J Prosthet Dent* 40, 385-391 (1978).
193. ROSSBACH, A.: Untersuchungen zur Anwendung von Mittelwertartikulatoren. *Dtsch Zahnärztl Z* 23, 1398-1401 (1968).
194. ROSSBACH, A.: Auswirkungen von Fehlregistrierungen der Interkondylarachse auf die Reproduktionsgenauigkeit von Artikulationsbewegungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 25, 222-225 (1970).
195. ROSSBACH, A.: Auswirkungen von Fehlregistrierungen der Gelenkbahnneigung auf die Reproduktionsgenauigkeit von Lateralbewegungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 28, 358-361 (1973).
196. RUGH, J.D., JOHNSON, R.W.: Mandibular movements. In: MOHL, N.D., ZARB, G.A., CARLSSON, G.E., RUGH, J.D.: *A textbook of occlusion.*, S. 129, Quintessenz, Chicago, London, Berlin, Sao Paulo, Tokyo, Hong Kong (1988).
197. SAM PRÄZISIONSTECHNIK GMBH: SAM Artikulator 2. SAM Präzisionstechnik, München (1984).
198. SAM PRÄZISIONSTECHNIK GMBH: SAM-System für die instrumentelle Funktionsanalyse. SAM Präzisionstechnik, München (1985).
199. SCHÄFFER, H., RICHTER, M.: Funktionelle präprothetische Kieferorthopädie und prothetische Rekonstruktion mit Klebebrücken. *Int J für Parod & Rest Zahnheilkd* 11, 125-147 (1991).
200. SCHEID, H.: *Die Mathematik. I. S.24*, Dudenverlag, Mannheim, Leipzig, Wien, Zürich (1990).
201. SCHMIEDSEDER, J.: Der SM-Indikator - eine einfache Lösung. In: SCHMIEDSEDER, J., MOTSCH, A.: *Registrierung der Unterkieferbewegung.*, S. 211, Quintessenz, Berlin (1982).
202. SCHMIERER, A.: Die Bedeutung der Bennett-Bewegung des Unterkiefers. *Dent Labor* 29, 1679-1685 (1981).
203. SCHULTE, J.K., ROONEY, D.J., ERDMANN, A.G.: The hinge axis transfer procedure: A three-dimensional error analysis. *J Prosthet Dent* 51, 247-251 (1984).
204. SCHULTE, J.K., WANG, S.H., ERDMANN, A.G., ANDERSON, G.C.: Threedimensional analysis of cusp travel during nonworking mandibular movement. *J Prosthet Dent* 53, 839-843 (1985).
205. SCHULTE, J.K., WANG, S.H., ERDMANN, A.G., ANDERSON, G.C.: Working condylar movement and its effects on posterior occlusal morphology. *J Prosthet Dent* 54, 118-121 (1985).

206. SCHÜRMAN, R.: Über das Einartikulieren in der Totalprothetik. Med. Diss., Universität Marburg, (1986).
207. SCHÜRMAN, R., KLÖTZER, W.T.: Über das Einartikulieren in der Totalprothetik. Dtsch Zahnärztl Z 41, 1166-1170 (1986).
208. SCHWEIGREITER, J., SARMINI, S., EMMER, W., RIHA, D., SLAVICEK, R.: Die horizontale Kondylenbahnneigung bei Bezahnten und bei Totalprothesenträgern. Z Stomatol, Suppl. 6, 53-54 (1994).
209. SCOTT, W.R.: Application of "cusp-writer" findings to practical and theoretical occlusal problems. Part I. J Prosthet Dent 35, 211 (1976).
210. SCOTT, W.R.: Application of "cusp-writer" findings to practical and theoretical occlusal problems. Part II. J Prosthet Dent 35, 332 (1976).
211. SHILLINGBURG, H.T., HOBBS, S., WHITSETT, L.D.: Grundlagen der Kronen- und Brückenprothetik. Quintessenz, Berlin (1977).
212. SIEBERT, G.: Vergleichende pantographische Untersuchungen verschiedener Artikulatoren. Dtsch Zahnärztl Z 31, 732-735 (1976).
213. SIEBERT, G.: Zahnärztliche Funktionsdiagnostik mit und ohne Hilfsmittel. Carl Hanser Verlag, München (1984).
214. SIEBERT, G., REULING, N.: Die Funktionen des Kauorgans. (Stand der Funktionslehre). In: VOß, R., MEINERS, H.: Fortschritte der Zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde. Bd. III., S. 104, Carl Hanser Verlag, München (1987).
215. SLAVICEK, R.: Axiographie. In: DRÜCKE, W., KLEMT, B. (Hrsg): Kiefergelenk und Okklusion. S. 229, Quintessenz, Berlin (1980).
216. SLAVICEK, R.: Die funktionellen Determinanten des Kauorgans. Verlag Zahnärztlich-medizinisches Schrifttum, München (1984).
217. SLAVICEK, R., LUGNER, P.: Über die Möglichkeit der Bestimmung des Bennettwinkels bei sagittaler Aufzeichnung. Öst Z Stomat 8, 270-284 (1978).
218. SLAVICEK, R., MACK, H.: Der Axiograph. Informationen aus Orthodontie und Kieferorthopädie. Wien (1982).
219. SMITH, D.E.: Does one articulator meet the needs of both fixed and removable Prosthodontics? J Prosthet Dent 54, 296-302 (1985).
220. SÖRGEL, W.: Okklusale Differenzen bei fehlregistrierten Scharnierachsenpunkten. Med. Diss., Universität Tübingen, (1978).
221. SPERR, W.: Entspricht die Gelenkmechanik der teiljustierbaren Artikulatoren noch heutigen Anforderungen? Öst Z Stomat 78, 212-227 (1981).

222. STACHNISS, V.: Die Funktionen halbjustierbarer Artikulorgelenke und mögliche Verbesserungen. In: SCHMIEDSEDER, J., MOTSCH, A.: Registrierung der Unterkieferbewegung., S. 77, Quintessenz, Berlin (1982).
223. STACHNISS, V.: Diagnostik und Therapie okklusionsbedingter Störungen der Kiefergelenkfunktion. Möglichkeiten und Grenzen. Carl Hanser Verlag, München (1984).
224. STAEHLE, H.J.: Der Einfluß des Artikulorgelenks auf die Kauflächengestaltung. Dtsch Zahnärztl Z 39, 356-359 (1984).
225. STERN, N., HATANO, Y., KOLLING, J.N., CLAYTON, J.A.: A graphic comparison of mandibular border movements generated by various articulators. Part I: Methodology. J Prosthet Dent 60, 194-198 (1988).
226. STUART, C.E.: Use of the Stuart articulator in obtaining optimal occlusion. Dent Clin N Am 23, 259-270 (1979).
227. STUART, C.E.: Gnathologic tooth preparation. Quintess Int 27-35 (1980).
228. STUART, C.E., STALLARD, H.: A syllabus on oral rehabilitation and occlusion., Band 1-2, University of California, San Francisco (1964).
229. STUCK, J.: System mit vielen Vorteilen. Protar-Artikulator von KaVo. Dent Labor 41, 757-760 (1993).
230. SUVIN, M.: Die Bewertung der Artikulatoren mit besonderer Berücksichtigung des Gnathomats. Zahnärztl Welt/Ref 91, 44-48 (1982).
231. SWENSON, M.G.: Complete dentures. Mosby, St. Louis (1940).
232. SZENTPÉTERY, A.: Gnatologiai alapfogalmak. Szeged (1984).
233. SZENTPÉTERY, A., WISSER, W.: Zweidimensionale Darstellung der Unterkieferbewegung in der Sagittalebene. Vortrag, Jahrestagung der AGF-DGZRW, Bad Nauheim, (1991).
234. SZENTPÉTERY, A., WISSER, W.: Die Bewegung verschiedener Artikulatoren - ein geometrischer Vergleich. Vortrag, Jahrestagung der AGF-DGZRW, Bad Nauheim, (1993).
235. SZENTPÉTERY, J., KISS, E.: Analiza miscarilor sagitale ale dintilor inferioari in timpul miscarii de aductie. Stomatologia (Buc) 11, 113-123 (1964).
236. SZENTPÉTERY, J., SZENTPÉTERY, A.: Nyilhegyregisztralas protruzios allasbol. Fogorv Szle 69, 365-371 (1976).
237. TAKAYAMA, H., HOBBO, S.: The derivation of kinematic formulae for mandibular movement. Int J Prosthet 2, 285-295 (1989).

238. TAYLOR, T.D., HUBER, L.R., AQUILINO, S.A.: Analysis of lateral condylar adjustment of nonarcon semiadjustable articulators. *J Prosthet Dent* 54, 140-143 (1985).
239. THOMAS, P.K.: Die Organische Okklusion im Rahmen der Aufwachstechnik. *Quintessenz Zahntechnik* 519-524 (1982).
240. THOMSON, H.: Occlusion. S. 1075. John Wright, Bristol (1975).
241. TRADOWSKY, M.: Sex difference in intercondylar distance. *J Prosthet Dent* 63, 301-343 (1990).
242. TUPAC, R.G.: Clinical importance of voluntary and induced Bennett movement. *J Prosthet Dent* 40, 39-43 (1978).
243. UTZ, K.-H., LEHNER, B., SWOBODA, R., DUVENBECK, H., OETTERSHAGEN, K.: Paraokklusale Axiographie: Über den Bennett-Winkel bei Vollbezahnten - eine klinisch-experimentelle Untersuchung. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 98, 319-323 (1988).
244. VAN DER ZEL, J.M.: CAD/CAM-Restaurationen in Okklusion. *Zahnärztl Welt/Ref* 103, 420 (1994).
245. VAN DER ZEL, J.M.: Ein neues CAD/CAM-System für metallkeramische. *Dent Labor* 42, 1083-1094 (1994).
246. VAN DER ZEL, J.M.: Computermodellierter Zahnersatz mit dem Cicero-System. *Phillip J* 13, 227-235 (1996).
247. VAN DER ZEL, J.M., GROOT, D.D., DAVIDSON, C.L.: Maximum functional occlusion for a metal-ceramic crown with the "Cicero" CAD/CAM-System. *EPA* (1990).
248. VELFE, H.-D., BURKHARDT, R.: Bestimmung der Projektionsfehler und ihres Einflusses auf die Meßgenauigkeit bei der Kondylenpositionsanalyse. *Dtsch Zahnärztl Z* 48, 319-323 (1993).
249. VILLA, H.: Mathematical interpretation of mandibular movements. *J Prosthet Dent* 8, 887-892 (1958).
250. VILLA, H.: Requirements of articulators for lateral movements. *J Prosthet Dent* 9, 422-427 (1959).
251. WACHTEL, H., CURTIS, D.A.: Limitations of semiadjustable articulators. Part I: Straight line articulators without setting for immediate side shift. *J Prosthet Dent* 58, 438-442 (1987).
252. WEINBERG, L.A.: An evaluation of basic articulators and their concepts. Part I. Basic concepts. *J Prosthet Dent* 13, 622-644 (1963).
253. WEINBERG, L.A.: An evaluation of basic articulators and their concepts. Part II. Arbitrary, positional semiadjustable articulators. *J Prosthet Dent* 13, 645-663 (1963).

254. WEINBERG, L.A.: An evaluation of basic articulators and their concepts. Part III. Fully adjustable articulators. J Prosthet Dent 13, 873-888 (1963).
255. WEINBERG, L.A.: An evaluation of basic articulators and their concepts. Part IV. Fully adjustable articulators. J Prosthet Dent 13, 1038-1054 (1963).
256. WEINBERG, L.A.: Arcon principle in the condylar mechanism of adjustable articulators. J Prosthet Dent 13, 263-268 (1963).
257. WHIP-MIX CORPORATION: Instruktionen für den Gebrauch des Whip-Mix Artikulators. Whip-Mix Corporation, Louisville, (1970).
258. WRIENDT, T.:CROUSSILAT, J.R.G.:Occlusion et articulateurs. Julien Prelat, Marseille (1970).
259. WRIGHT, W.J.: A mathematical method for calculating the compensating anterior stop pin setting of semiadjustable arcon articulators. J Prosthet Dent 61, 362-367 (1989).
260. ZAMACONA, J.M., OTADUY, E., ARANDA, E.: Study of the sagittal condylar path in edentulous patients. J Prosthet Dent 68, 314-317 (1992).
261. ZEECK, E.: Die Entwicklung der modernen Zahnprothetik. Dental Magazin 8-19 (1990).
262. ZWR-REDAKTION: Der Artikulator - ein unerläßliches Arbeitsmittel für eine optimale zahnärztliche Versorgung. Prof. G. Siebert beantwortet die Fragen der ZWR-Redaktion. Zahnärztl Welt/Ref 92, 20-23 (1983).

Danksagung

Die Durchführung dieser Arbeit wurde von meinem Vater, Professor emeritus Dr. med. J. SZENTPÉTERY angeregt. Jahrelange gemeinsame Überlegungen und Gespräche mit ihm waren der Anstoß für die vorliegende Arbeit.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. J. SETZ, Leiter der Prothetischen Abteilung des Zentrums für ZMK der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, der die Durchführung meines Vorhabens in seiner Abteilung ermöglicht hat. Ohne seine Hilfe und wertvollen Ratschläge wäre diese Arbeit nie zustande gekommen.

Herrn Professor Dr. K.-E. DETTE danke ich für seine großzügige Hilfe bei der Organisation der Entwicklungsarbeit und für die ständige Bereitschaft zum Mitdenken.

Ein herzlicher Dank gilt Herrn Dr. W. WISSER für die Hilfe bei den ersten Programmierübungen und für die Mitarbeit in der zweidimensionalen Darstellung der Artikulationsbewegungen.

Anleitung zur Handhabung des beigefügten Demoprogrammes:

Der Habilitationsschrift ist ein Demoprogramm zur Funktion des vorgestellten virtuellen Artikulators beigefügt. Das Demoprogramm trägt den Namen: ArtiDemo.exe. Es läuft unter den Betriebssystemen Windows 95 oder Windows NT . Das Programm läuft selbsttätig ab, sämtliche Funktionen werden schriftlich erklärt. Für einen genügend schnellen Programmablauf wird ein schneller Rechner mit mindestens 200 MHz Taktfrequenz und 16 MB Hauptspeicher benötigt. Für die komplette Darstellbarkeit der Grafik und der Texterläuterungen wird ein Bildschirm mit mindestens 17“ Durchmesser notwendig.

Das **Demoprogramm** ist geistiges Eigentum des Verfassers (Dr. Szentpétery). Es darf anderen nicht weitergegeben oder wirtschaftlich genutzt werden. Der Verfasser kann keine Haftung für etwaige Schäden übernehmen. Das Starten des Programmes geschieht auf eigene Gefahr.

Zum Starten des Demoprogrammes klicken Sie bitte das rot markierte Wort “Demoprogramm” an.