

## **Titel**

# Formgedächtnispolymere für die Kieferorthopädie

IGF-Nr.: 20400 BG

---

## **Forschungseinrichtungen**

Forschungseinrichtung 1: Fraunhofer-Institut für Angewandte Polymerforschung,  
Potsdam (IAP)

Forschungseinrichtung 2: Uniklinik Düsseldorf – Poliklinik für Kieferorthopädie  
Düsseldorf (UKD)



Ansprechpartner beim IAP:

Dr. Thorsten Pretsch

0331 / 568 1414

[thorsten.pretsch@iap.fraunhofer.de](mailto:thorsten.pretsch@iap.fraunhofer.de)

Ansprechpartner beim UKD:

Prof. Dr. Dieter Drescher

0211 / 81 16382

[drescher@med.uni-duesseldorf.de](mailto:drescher@med.uni-duesseldorf.de)

## **Danksagungen**

Das IGF-Vorhaben 20400 BG der Forschungsvereinigung Forschungsgemeinschaft Werkzeuge und Werkstoffe e.V. – FGW, Papenberger Straße 49, 42859 Remscheid wurde über die AiF im Rahmen des Programms zur Förderung der Industriellen Gemeinschaftsforschung (IGF) vom Bundesministerium für Wirtschaft und Klimaschutz aufgrund eines Beschlusses des Deutschen Bundestages gefördert.

Gefördert durch:



aufgrund eines Beschlusses  
des Deutschen Bundestages



---

## Ausgangssituation

Der Aspekt der Ästhetik in der Zahnmedizin hat im Laufe der Zeit mehr und mehr an Bedeutung gewonnen. Vor dem Hintergrund der Selbstoptimierung sind kieferorthopädische Korrekturen von Zahnfehlstellungen längst nicht mehr ausschließlich für Patientinnen und Patienten mit funktionellen Problemen eine Option. Studien belegen, dass gerade Zähne und ein ansprechendes Lächeln sowohl im schulischen, beruflichen als auch privaten Kontext mehr Erfolg versprechen [1, 2]. Dies ist sicherlich ein Grund, weshalb auch in den kommenden Jahren nicht mit einem Rückgang sondern vielmehr einem Anstieg der Popularität von Zahnfehlstellungskorrekturen zu rechnen ist [3, 4].

Bis heute ist das Hauptbehandlungsmittel der Kieferorthopädie für die Durchführung kontrollierter Zahnbewegungen bei Fehlstellungskorrekturen die festsitzende Multibracketapparatur. Seit seiner Erfindung Ende des 19. Jahrhunderts, durchlief diese zahlreiche Modifikationen (s. Abb. 1). Bis auf die Ausnahme der Lingualbrackets haben die heutzutage angewandten Multibracket-Techniken gemein, stets auf den nach bukkal zeigenden Zahnoberflächen befestigt zu werden. Aus diesem Grund werden sie nicht nur durch die steigende Zahl erwachsener Patientinnen und Patienten, sondern auch zunehmend von Jugendlichen als optisch kompromittierend wahrgenommen [5].



Abb. 1 Kieferorthopädische Behandlungsapparatur um 1880, Bändertechnik um 1959 und modernes Bracketsystem (v.l.n.r.)

Mittels unterschiedlicher Ansätze wurden marktrelevante Lösungen gefunden, die die Multibandapparatur unauffälliger machen sollten und so für Patientinnen und Patienten aus ästhetischer Sicht akzeptabler. Hierzu zählten unter anderem die Lingualapparatur oder bukkal angebrachte Brackets aus keramischen Materialien. Sowohl Keramikbrackets als auch die Lingualapparatur sind weiterhin mit signifikanten Einschränkungen bzgl. Ästhetik und der Mundhygiene verbunden. Hinzu kommen initiale Schwierigkeiten bei der Aussprache und z.T. schmerzhaftes Läsionen an Zunge oder Wangenschleimhaut durch die Erhabenheit der Apparaturen [6-9].

Eine ergänzende Therapie-Option einer fast unsichtbaren Zahnkorrektur bietet die Behandlung mittels durchsichtiger Tiefziehschienen, sogenannter „Aligner“. Diese ermöglichen eine bracketfreie Verbesserung der Zahnstellung, die sich aufgrund ihrer ästhetischen Vorteile und der erleichterten Mundhygiene einer stetig steigenden

Beliebtheit erfreut [4, 10, 11].

Durch die Entwicklung und Integration moderner Computer-Aided-Design und Computer-Aided-Manufacturing-Technologien (CAD/CAM) in die Zahnmedizin können intraorale Situationen in digitale 3D-Modelle überführt werden. Durch schrittweise Veränderungen der Ausgangs-Zahnstellungen wird eine beliebige virtuelle Ziel-Situation geschaffen. Schließlich werden die einzelnen Setup-Schritte per 3D-Drucker in analoge Zahnkränze überführt (s. Abb. 2), auf denen die Aligner hergestellt werden. Hierfür werden thermoplastische Folien im Tiefziehverfahren auf den Zahnkränzen umgeformt. Die dadurch entstandenen Aligner werden herstellerabhängig üblicherweise für eine empfohlene Zeit von 1-3 Wochen vom zu Therapierenden getragen. Zu den

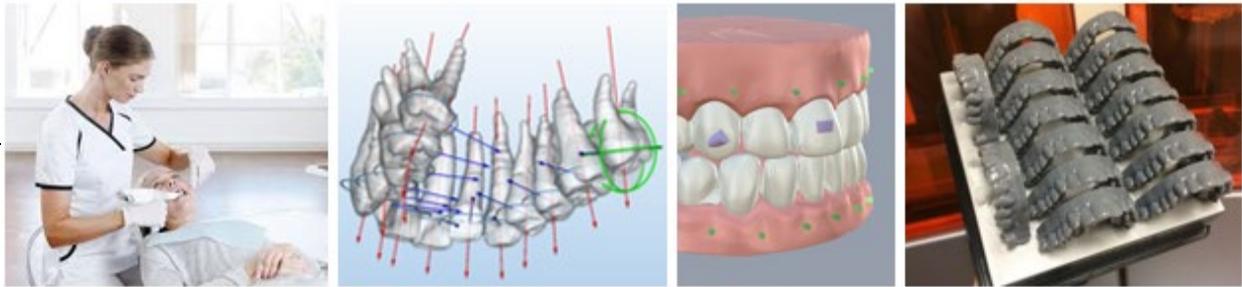


Abb. 2 Moderner Workflow zur Herstellung von Alignern: Von der digitalen Abformung mittels Intraoralscanner über das virtuelle Set-Up hin zum 3D-Druck der Zahnkränze

Der beschriebene neue Herstellungsweg einer kieferorthopädischen Behandlungsapparatur weist noch Schwachstellen auf. Für die inkrementelle Umsetzung der Ziel-Zahnstellung werden die Aligner intentionell nicht exakt passgenau gefertigt. Vielmehr werden kleine Zahnstellungsveränderungen in Therapieschritten von üblicherweise 0,1 – 0,25 mm bzw. 2° in die Zahnkranzform „einprogrammiert“. Dies hat eine große Anzahl an zu druckenden Zahnkränzen zur Folge. Hier werden üblicherweise flüssige, lichtpolymerisierende Kunststoffe verwendet, die u. U. auf der Oberfläche der Zahnkränze noch reaktive Monomere enthalten können.

Als Standardmaterialien für die Aligner-Therapie haben sich heute Polyethylen-Vinylacetat und Polyethylenterephthalat-Glykol (PET-G) in Schichtdicken von 0,5 – 0,75 mm etabliert. Dennoch weisen die Folien und die eingesetzten Verfahren gravierende Nachteile auf. Der Zug-Elastizitätsmodul (E-Modul) einer typischen, kommerziell verfügbaren Alignerfolie aus PET-G liegt bei 2 GPa [16]. Dieser Wert mag zwar verglichen mit anderen klassischen, kieferorthopädischen Materialien gering erscheinen [17], dennoch wären noch kleinere Werte zur Realisierung von Zahnbewegungen wünschenswert. Des Weiteren kommt es während des Tiefziehprozesses (s. Abb. 4) aufgrund geometrischer Effekte, zur Erzeugung hoher Schienenfestigkeiten, die den späteren Auslenkungsbereich der Folie z. T. erheblich einschränken (s. Abb. 3) [18, 19]. Somit ist auch die Strecke, die ein Zahn im Rahmen eines Setupschrittes bewegt werden kann, begrenzt [20, 21]. Das Tiefziehverfahren und die derzeit eingesetzten Materialien erweisen sich daher als nur bedingt für die Anwendung in der Alignertherapie geeignet.



Abb. 3 Darstellung der Halbschalengeometrie eines Aligners

Durch die hohen Schienenfestigkeiten kommt es trotz Reduktion der Setupschritte von 0,1 – 0,2 mm pro Zahn zur Entstehung unphysiologisch hoher initialer Kräfte [18, 22-27]. Biomechanische Studien, die die Auswirkung der Setupschritte und den Einfluss der Stärke von Alignerfolien auf die übertragenen Kraft- und Drehmomente auf die Zähne zum Gegenstand hatten, kommen zu dem Schluss, dass die bisher empfohlenen Setupschritte auch für die dünnsten kommerziell verfügbaren Folien mit einer Stärke von 0,5 mm zu der Entwicklung von unphysiologisch hohen Kräften und Drehmomenten führen [18, 22-27]. Die eingesetzten Polymere vollziehen einen linearen Kraftanstieg im Bereich der elastischen Verformung und somit auch im Rahmen der Rückverformung, der eigentlichen Zahnbewegung. Wird eine Schiene eingesetzt, dann treten sehr hohe Kräfte auf. Beispielsweise erzeugt eine 0,5 mm starke Folie aus PET-G im Rahmen der lippen- oder zungenseitigen Auslenkung eines Oberkieferfrontzahnes von 0,25 mm Kräfte von 2,27 N bis 5,31 N [23]. Folien aus PET-G der Stärke 0,8 mm führen hingegen sogar zu noch höheren Kräften zwischen 5,20 N und 7,22 N [23]. Die empfohlene Kraft für diese Zahnbewegung liegt jedoch bei 0,35 N bis 0,6 N und untermauert die Notwendigkeit zur Reduzierung der Kräfte [28] und damit zur Erschließung alternativer Lösungskonzepte. Im Allgemeinen zeigte sich bei diesen Studien, dass bei Auslenkungen einer Schiene über 0,15 mm hinaus die Schienenfestigkeit voll zum Tragen kommt und die Kräfte und Drehmomente deutlich zunehmen [22-24]. Unphysiologisch hohe Kräfte im Zahnhalteapparat führen im Rahmen der Stoffwechselprozesse zur Initiierung der Zahnbewegung zum Auftreten von Hyalinisationen, die ein Ausbleiben der Zahnbewegung zur Folge haben können [29, 30]. Die Hyalinisation beschreibt dabei ein histologisches Phänomen, das durch zu starke Kompression der Gefäße im Bereich des Zahnhalteapparates (Parodontalspalt) entsteht. Aufgrund der gestörten Durchblutung wird die Zellantwort des Gewebes zum Umbau des Knochens verzögert. In der Folge kommt es zu einer Verlangsamung oder zu einem Ausbleiben der Zahnbewegung. Eine weitere Folge der unphysiologisch hohen Kräfte ist die Risikozunahme von irreversiblen pathologischen Wurzelresorptionen (irreversibler Verlust von Zahnschmelze an der Wurzelspitze) [31]. Eine Studie, in der die Funktionalität von Alignern mit festsitzenden orthodontischen Apparaturen verglichen wurde, zeigte, dass nach der Behandlung in der Alignergruppe größere Wurzelresorptionen auftraten als in der Bracketgruppe [29]. In der Gruppe mit den festsitzenden Apparaturen konnten durch die Verwendung geeigneter Werkstoffe (Nickel-Titan-Drähte) kleine und konstante Kräfte auf den Zahn ausgeübt werden. Unter physiologischen Gesichtspunkten haben sich insbesondere kleine und konstante Kräfte

als besonders geeignet zur kontrollierten Zahnbewegung erwiesen [17, 31]. Die Ergebnisqualität bei der Behandlung von Zahnfehlstellungen mit Hilfe von Alignern ist für die aktuell kommerziell erhältlichen Systeme verbesserungsbedürftig. Im Vergleich von Setup und klinischem Ergebnis zeigen Untersuchungen von *Kravitz et al.* und *Simon et al.* im Mittel für die Zahnbewegungen lediglich eine Effektivität von 41% bzw. 59% auf [32, 33]. Vergleicht man diese Ergebnisse mit Studien aus der Lingualtechnik [34], erweist sich die Ergebnisgenauigkeit der Alignerorthodontie als verbesserungsbedürftig.

---

### Forschungsziel

Die Aktivierungsbereiche der kommerziell verfügbaren Alignerfolien sind gering, so dass lediglich kleine Setupschritte zur Programmierung der Zahnbewegung möglich sind. Dies führt wirtschaftlich gesehen zu einem hohen Materialeinsatz und –ausschuss, da durch eine Verringerung der Zahl der Setupschritte mehr Modelle der Zahnkränze gedruckt und mehr Schienen im Tiefziehprozess verarbeitet werden müssen. Je nach Ausprägungsgrad der Zahnfehlstellung im Ober- und Unterkiefer werden erfahrungsgemäß im Schnitt 50 bis 90 Setupschritte zur Korrektur benötigt.



*Abb. 4 Klassischer Tiefziehprozess zur Herstellung eines Aligners: Erhitzen der TPU-/PET-G-Folie, Tiefziehen auf abzuformendem Zahnkranz, Abkühlprozess und Ablösen der Folie vom Modell, finale Ausarbeitung des Aligners*

Hauptziel des Forschungsprojektes war die Entwicklung eines Werkstoffs aus Formgedächtnispolymer (FGP), welcher über größere Strecken und Winkel quasi „per Knopfdruck“ durch Auslösen eines Formgedächtniseffektes vorab eingestellte Kräfte- und Drehmomente erzeugen kann. Das zugrundeliegende Prinzip verspricht dabei, Einfluss auf die Zahl der Setupschritte nehmen zu können, und somit nachhaltige Einsparungen in der Herstellung von Alignern. Ein weiterer Anreiz bestand darin, die durchschnittlichen Behandlungskosten zu senken. Diese liegen im Schnitt zwischen 6.000 € und 8.500 € [36]. Da die Ergebnisqualität häufig noch gewisser Verbesserungen bedarf, sind nicht selten weitere Korrekturen der Zahnstellungen erforderlich (sog. „Refinement“), so dass zusätzliche Kosten anfallen [37, 38]. Hinzu kommt, dass beim Tiefziehen größere Mengen an Materialverschnitt entstehen, die entweder entsorgt oder energieintensiv aufgearbeitet werden. Der Einsatz von polymeren Werkstoffen in Form von FGPs birgt dagegen sowohl großes Potential zur Verringerung der Zahl erforderlicher Setupschritte und somit zur Reduzierung des Laboraufwandes als auch zur Einstellung niedriger, physiologischer Kräfte. Um dies zu erreichen, sollten in dem Projekt FGPs zu Aligner-Demonstratoren bzw. zu „smarten“ Stellelementen verarbeitet werden. Die Funktionalität hing dabei dann wesentlich vom Design und einer

thermomechanischen Vorbehandlung, einer sog. „Programmierung“, ab. Im Unterschied zu den im Markt verfügbaren Lösungen – sollten die hergestellten Aligner auf Temperaturänderungen „reagieren“ können, d. h. in vorab festgelegter Weise vorzugsweise kleine Kräfte und Drehmomente erzeugen [39-43]. Mit Hilfe dieses Ansatzes erscheint es daher aus heutiger Sicht möglich, neuartige Schienensysteme für kontrollierte Zahnbewegungen zu entwickeln welche einerseits durch geringere, physiologischere Kräfte eine schonendere Therapie für Patientinnen und Patienten und andererseits erhebliche Einsparungen bei den Kosten und Materialien auf Seiten der Produzenten in Aussicht stellen.

### Vorgehensweise und Forschungsergebnisse

In dem Forschungsprojekt wurde die Einsatzfähigkeit von Formgedächtnispolymeren (FGPs) aus thermoplastischem Polyurethan (TPU) in der Alignertherapie untersucht. Dazu wurden in Synthesearbeiten bestimmte FGPs mit einer Schalttemperatur zwischen 25 °C und 60 °C hergestellt und diese dann physikalisch im Hinblick auf ihre thermischen, thermo-mechanischen und Formgedächtnis-Eigenschaften charakterisiert. Als Voraussetzung für ein vielversprechendes Materialverhalten in der Anwendung „Aligner“ sollten die TPUs bei gängig angewandtem Staging (iterative Zahnkorrekturschritte) geringe, möglichst physiologische Kräfte auf die zu bewegenden Zähne ausüben. Ziel war neben dem Aufbau kleinerer Kräfte auch die Verringerung der Zahl der Zahnbewegungsschritte durch das Auslösen von Formgedächtniseffekten, um auf diese Weise Materialien und damit Kosten einzusparen.

Im Rahmen des Projekts wurden die TPUs mittels der Präpolymermethode synthetisiert wie schematisch in Abbildung 5 dargestellt.

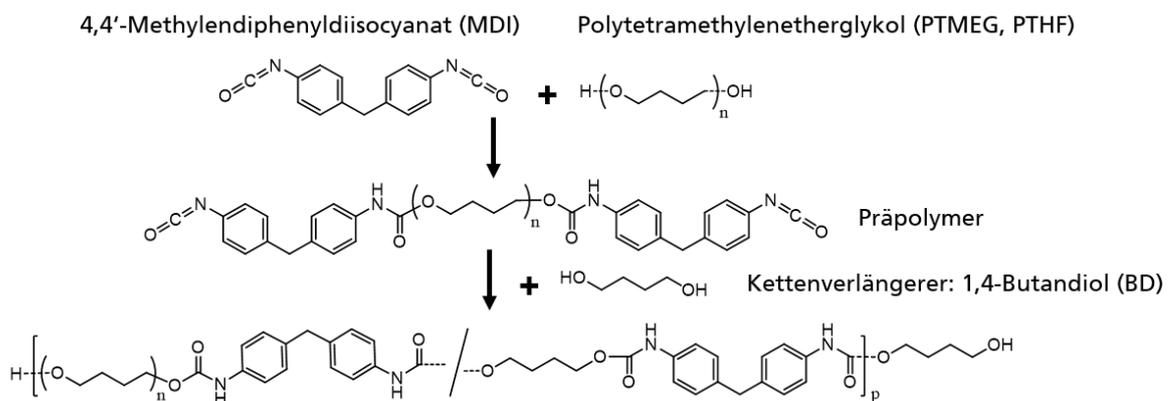


Abb. 5 Syntheschema der Präpolymermethode am Beispiel eines PTMEG-basierten TPU

Im Rahmen des molekularen Aufbaus wurden bestimmte Monomere eingesetzt und deren stöchiometrische Verhältnisse variiert. Zusätzlich wurden auch die Synthesebedingungen verändert. Durch dynamische Differenzkalorimetrie (DSC) ließen sich die Phasenübergänge und Schalttemperaturen der TPUs ermitteln. Die Durchführung von dynamisch-mechanischen Analysen (DMA) erlaubte die Charakterisierung des mechanischen Verhaltens der TPUs in Abhängigkeit der

Umgebungstemperatur. Aus den Versuchen konnten Informationen zu den Struktur-Eigenschafts-Beziehungen abgeleitet werden. Amorphe polyether-basierte TPUs, die einen Glasübergang nahe 60 °C aufweisen, verfügen über eine höhere mechanische Steifigkeit, sowohl bei Raumtemperatur (23 °C) als auch bei Anwendungstemperatur (Körpertemperatur, 37 °C). Semi-kristalline polyester-basierte TPUs zeigten dagegen eine deutlich geringere Steifigkeit mit größerer Relevanz im Hinblick auf die physiologischen Eigenschaften. Sie sind aber durch ihre Kristallinität opak, was dem Aspekt der Ästhetik bei Alignern entgegensteht. Es konnten in nachfolgenden Untersuchungen zwei synthetisierte, ein semi-kristallines Polyester-TPU und ein amorphes Polyether-TPU, evaluiert werden; die Ergebnisse wurden denen zur Untersuchung zweier kommerziell verfügbarer TPUs gegenübergestellt.

Unter Einsatz von zyklischen, thermo-mechanischen Messungen mit einem vorab definierten Temperatur- und Dehnungsprogramm wurden die Formgedächtniseigenschaften quantitativ ermittelt. Alle TPUs zeigten hervorragende Formfixierungen (Maß, eine induzierte, temporäre Form beizubehalten) und gute bis sehr gute Formrückstellungen (Maß zur ursprünglichen, permanenten Form nach Auslösen des Formgedächtniseffektes zurückzukehren). Die synthetisierten TPUs zeigten leicht bessere Formgedächtniseigenschaften als die kommerziellen TPUs.

Applikationspezifische Untersuchungen machten es schließlich möglich, Aussagen über das Materialverhalten unter Anwendungsbedingungen zu treffen. Untersuchungen zur in-vitro-Zelltoxizität nach Richtlinien der DIN EN ISO 10993-5:2009:10 an Mausfibroblastenzellen (L 929) wiesen darauf hin, dass die selbst synthetisierten TPUs biologisch verträglich und als nicht zelltoxisch eingestuft werden können und damit als FGP-Alignermaterialien potentiell anwendbar sind. Ferner zeigten Wassereinlagerungsversuche bei Körpertemperatur, dass Wasser wie ein Weichmacher auf die Materialien wirkt. Die Steifigkeiten der Materialien nahm dabei ab, so dass sie zunehmend physiologisch relevant wurden. Die amorphen Polyether-TPUs wurden durch das Wasser deutlich stärker beeinträchtigt. Die Glasübergangstemperatur ließ sich mittels DSC nicht in jedem Fall bestimmen. In bestimmten Fällen kam es zu einer Verlagerung des Glasübergangs nach tieferen Temperaturen. Damit zeigten amorphe TPUs ein hygroskopischeres Verhalten.

Für die nachstehend beschriebene Herstellung der Aligner war die Aufskalierung der Polymersynthese wichtig. Dazu wurden ausgewählte TPU-Formulierungen in größeren Mengen hergestellt und dabei Additive hinzugesetzt. Durch die Aufskalierung konnten in etwa 1,5 kg Muster pro Syntheseansatz erzeugt werden, wobei die Syntheseparameter wie die Temperatureinstellungen, Reaktionszeiten, etc. schrittweise angepasst wurden. Als Ausgangsprodukt der Batch-Synthesen wurden im Rahmen der daran anknüpfenden Weiterverarbeitung Blöcke (Abb. 6A) oder Platten aus TPU hergestellt, die zunächst grob zerkleinert wurden (Abb. 6B). Durch eine anschließende feine Granulierung mit einer Mühle ließen sich dann TPU-Granulate (Abb. 6C) gewinnen. Das Granulat diente schließlich als Ausgangsmaterial für die schmelzebasierte Weiterverarbeitung zu Formrohlingen (Abb. 6D) für das klassische Tiefziehverfahren zur Alignerherstellung.



Abb. 6 Verarbeitung von TPU; (A) Blockförmige Probe aus der Synthese, (B) zerkleinerte TPU-Stücke, (C) gemahlenes TPU-Granulat, (D) Formrohlinge für die Alignerherstellung

Parallel dazu wurden mittels rechnergestützter Konstruktion Zahnmodelle entworfen und diese dann mittels additiver Fertigung gedruckt. Mit den Setupmodellen wurden Demonstratoren von FGP-Alignern über das klassische Thermoformen (Tiefziehen) hergestellt und im Anschluss charakterisiert, sodass ein auf das TPU-Material abgestimmter Leitfaden für die Verarbeitung im Thermoformen entwickelt werden konnte. Hierbei war die genaue Temperaturkontrolle im Tiefziehprozess maßgeblich, um Aligner mit einer guten Abformgenauigkeit herstellen zu können. Zu hohe Temperaturen führten während der Verarbeitung zur Schädigung des Materials durch Degradationseffekte (Abb. 7A). Zu geringe Temperaturen führten dagegen zu einer Programmierung des Materials im Sinne seiner Formgedächtniseigenschaften und damit nicht zu der gewünschten Umformung. Anhand eines Testkits (Abb. 7B), das mit den Zahnmodellen tiefgezogen wurde (Abb. 7C), konnte qualitativ die Umformungsgüte bewertet und gezeigt werden, ob die Temperatur ausreichte oder ein Formgedächtniseffekt nach dem Erwärmen der tiefgezogenen Materialien eintrat (Abb. 7D). Mikroskopische Analysen der umgeformten Abdrücke erlaubten schließlich die Identifizierung idealer Tiefziehparameter.

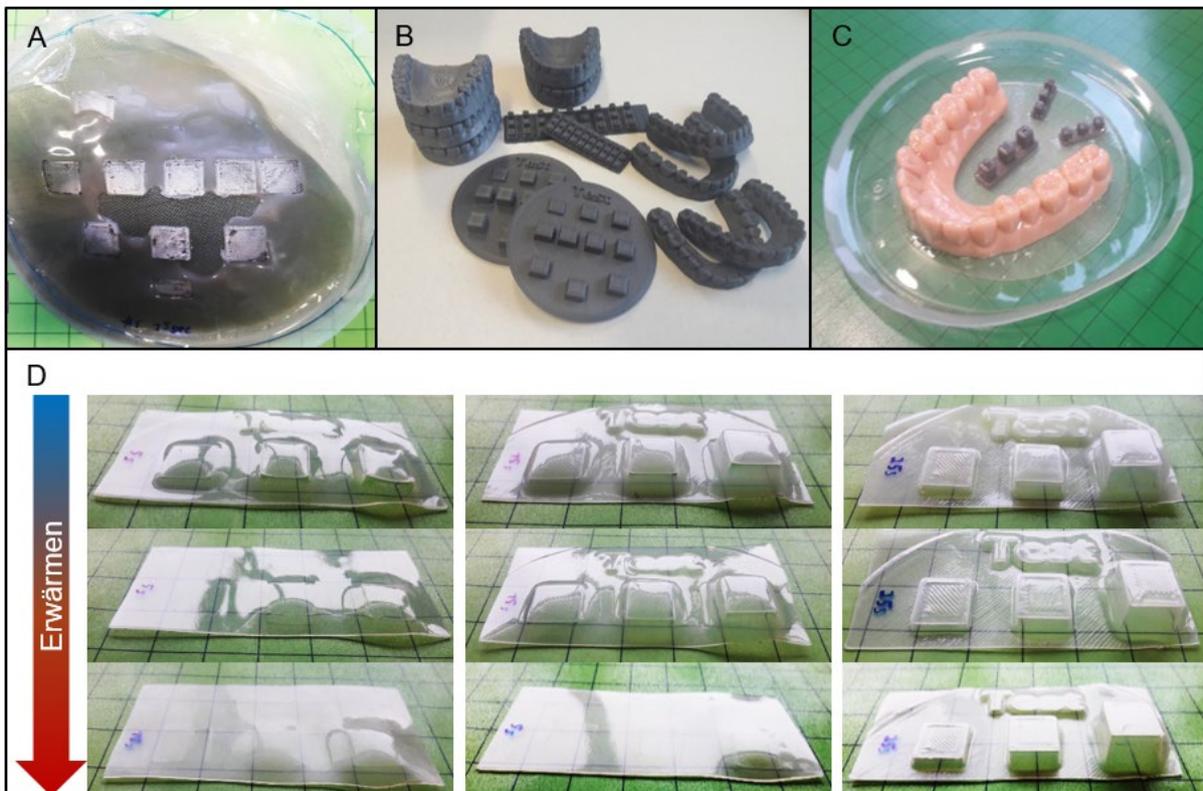


Abb. 7 Bewertung des Tiefziehprozesses: (A) Degradation des Materials – Temperatur zu hoch, (B) Testkit, (C) Set-Up zur qualitativen Analyse, (D) Auswirkung der Temperatur auf die Qualität v.l.n.r.: Schlechte Abformgenauigkeit und Eintreten des FGE – Temperatur zur gering (links), gute Abformgenauigkeit aber Eintreten des FGE –

Temperatur zu gering (mitte), gute Abformgenauigkeit und kein Eintreten des FGE – optimale Temperaturführung im Tiefziehprozess (rechts)

Darüber hinaus wurden dem klassischen Herstellungsverfahren alternative Herstellungsmethoden zur Fertigung von Alignern gegenübergestellt. Dabei wurden direkte Alignerdrücke über additive Fertigungsverfahren (Abb. 8A und 8B), lösungsmittelbasierte- (Abb. 8C) und schmelzebasierte (Abb. 8D) Verfahren erprobt und

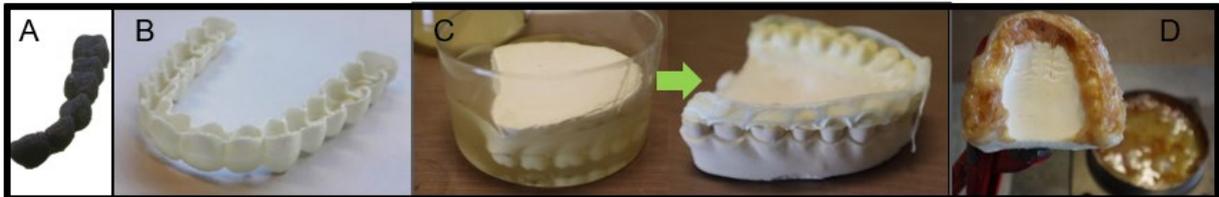


Abb. 8 Herstellung von Alignern durch alternative Verfahren: (A) FFF-Druck, (B) SLA-Druck, lösungsmittelbasiertes Verfahren (C), schmelzebasiertes Verfahren (D)

Besonders vielversprechend vor dem Hintergrund Druckqualität, biologische Verträglichkeit und dem Aufwand hinsichtlich Nachbearbeitung waren die Arbeitsergebnisse zur Additiven Fertigung von Alignern. Zum aktuellen Zeitpunkt steht dem noch die erheblich längere Fertigungszeit verglichen mit dem Tiefziehverfahren sowie eine erhöhte Oberflächenrauigkeit im Fused Filament Fabrication (FFF-Verfahren) und eine v.a. in der Stereolithographie (SLA-Verfahren) nur eingeschränkte Verfügbarkeit geeigneter Materialien entgegen.

Schließlich konnte in praktischen Arbeiten an amorphem TPU gezeigt werden wie unter anwendungsnahen Bedingungen das Auslösen des Formgedächtniseffekts bei 37 °C in einem Wasserbad möglich ist (Abb. 9). Dies deutet darauf hin, dass die Möglichkeit einer langsamen, intraoralen Schaltbarkeit für das Material gegeben ist.

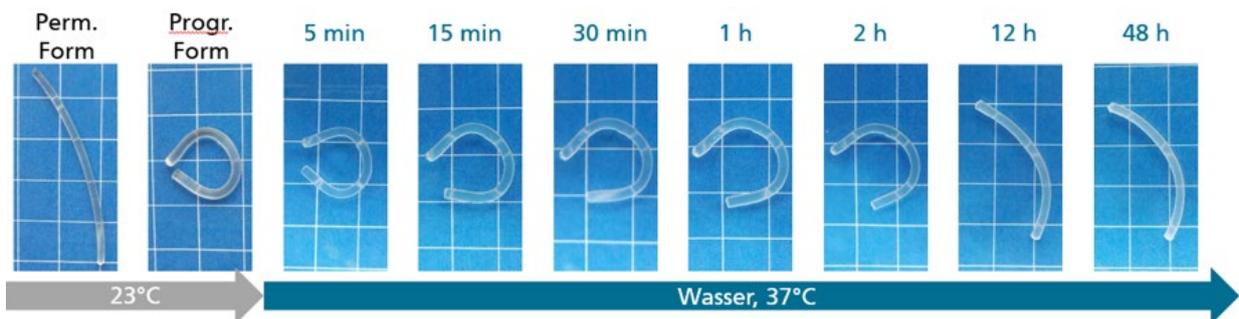


Abb. 9 Demonstration des Formgedächtniseffektes bei 37 °C in Wasser

In einem weiteren Experiment an ether-basiertem TPU wurden mehrere Formgedächtniszyklen unter Einbringen verschieden starker Verformungen durchlaufen und nachgewiesen, dass die beim jeweiligen Auslösen des FGE abrufbaren Rückstellkräfte quasi eingestellt werden können. Somit konnte die Passfähigkeit des Materials in verschiedenen Szenarien nachgewiesen werden. Dies deutet darauf hin, dass auf diese Weise die Einsparung von Materialien, Kosten- und Prozessschritten (Staging) erreicht werden kann. Letztlich konnte an ester-basiertem TPU demonstrativ gezeigt werden, wie das Auslösen des FGE an einer programmierten Zahnschiene aus FGP zur Korrektur einer Zahnfehlstellung führt (Abb. 10). Das Materialverhalten deutet darauf hin, dass auch andere, komplexe Bewegungsabläufe realisiert werden können.

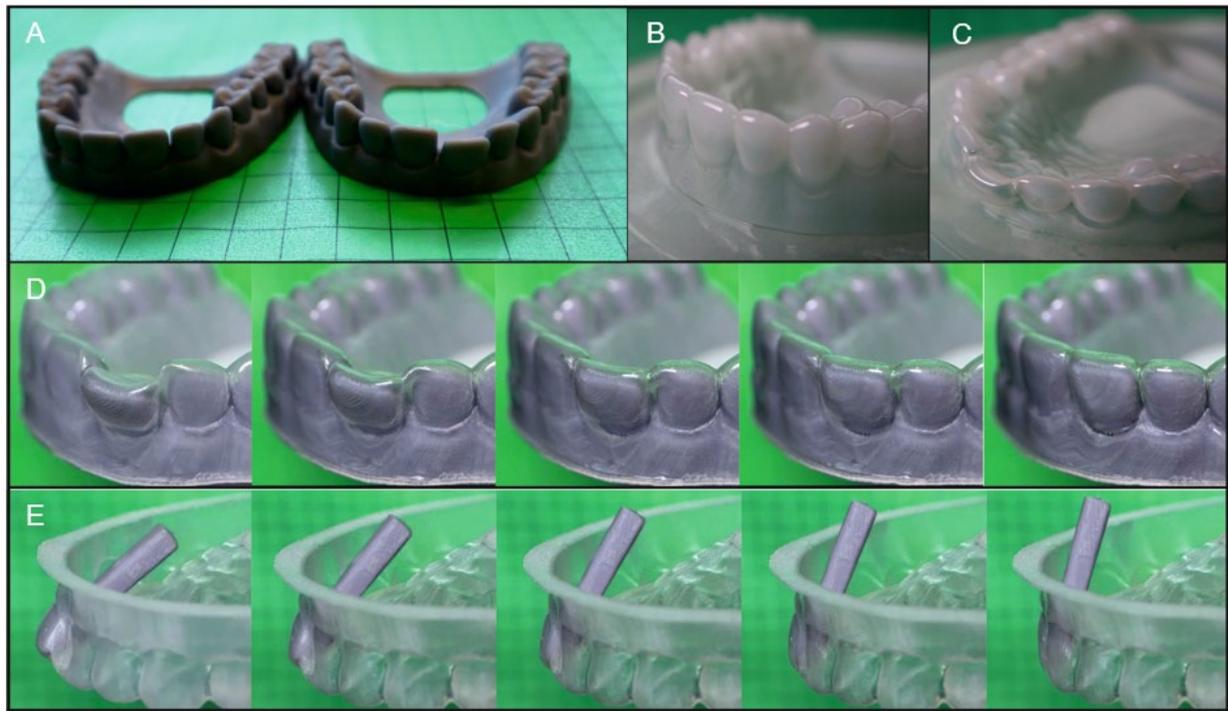


Abb. 10 Auslösen des Formgedächtniseffekts an einem Aligner aus FGP; (A) Modell des Idealgebisses (Soll, links) und der Zahnfehlstellung (Ist, rechts), (B) Tiefgezogener FGP-Aligner auf dem Soll-Zustand, (C) Programmierter FGP-Aligner auf dem Ist-Zustand, (D) Auslösen des FGE zur Korrektur der Fehlstellung an einem ausgefrästen und eingesetzten Frontzahn im Modelgebiss, (E) Auslösen des FGE und Beobachtung der Zahnbewegung durch die Materialrückstellung

## Zusammenfassung

Das Projektziel bestand darin, Formgedächtnispolymere (FGPs) für den Einsatz in der Kieferorthopädie nutzbar zu machen. Dazu sollten neuartige Aligner aus FGP für eine physiologische Zahnfehlstellungskorrektur entwickelt werden, die neben ihrer besonderen Funktionalität eine Kostenreduktion in der Therapie in Aussicht stellen. Als Materialtechnologie wurden thermoplastische Polyurethane ausgewählt und in Synthesearbeiten entwickelt. Die Ermittlung der thermischen, thermo-mechanischen und Formgedächtnis-Eigenschaften sowie die Analyse weiterer, applikationsrelevanter Eigenschaften wie der Biokompatibilität und dem Materialverhalten in anwendungsnaher Umgebung machten eine Bewertung der Materialien und den direkten Vergleich ihrer Eigenschaften möglich. Es wurden Zahnmodelle digital konstruiert und additiv gefertigt, mit denen Aligner im Tiefziehverfahren hergestellt wurden. Ein Handlungsleitfaden zur Verarbeitung von FGPs im Tiefziehverfahren wurde entwickelt. Die resultierenden Ergebnisse wurden mit denen anderer Herstellungsmethoden verglichen. Schließlich konnte gezeigt werden, dass das Auslösen des Formgedächtniseffekts unter applikationsrelevanten Bedingungen möglich ist und dass damit eine Zahnfehlstellung modellhaft korrigiert werden kann. Schlussendlich konnte die direkte Übertragung der Arbeitsergebnisse auf Korrekturzahnschienen vorgenommen und somit die Grundlage für die Erschließung einer innovativen Therapiemethode in der Aligner-Orthodontie gelegt werden.

---

Ein besonderer Dank gilt allen Mitgliedern im projektbegleitenden Ausschuss für die gute Zusammenarbeit und für die Unterstützung bei der Durchführung der Forschungsarbeiten.

Eine Langfassung der Forschungsarbeiten kann in Form eines Schlussberichts bei der Forschungsgemeinschaft Werkzeuge und Werkstoffe e.V., Papenberger Str. 49, 42859 Remscheid, [www.fgw.de](http://www.fgw.de), angefordert werden.

Weitere Informationen erhalten Sie bei Herrn Dr. Thorsten Pretsch unter 0331 568 1414 und Herrn Prof. Dr. Dieter Drescher unter 0211 81 16382.

## Literatur:

1. Henson, S.T., et al., Influence of dental esthetics on social perceptions of adolescents judged by peers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2011. 140(3): p. 389-95.
2. Clifford, M.M. and E. Walster, The Effect of Physical Attractiveness on Teacher Expectations. *Sociology of Education*, 1973. 46(2): p. 248-258.
3. Orthodontic treatment for adults continues popularity. *British Dental Journal*, 2019. 227(5): p. 331-331.
4. Weir, T., Clear aligners in orthodontic treatment. *Australian Dental Journal*, 2017. 62(S1): p. 58-62.
5. Walton, D.K., et al., Orthodontic appliance preferences of children and adolescents. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2010. 138(6): p. 698.e1-698.e12.
6. Wiechmann, D., et al., Prediction of oral discomfort and dysfunction in lingual orthodontics: a preliminary report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008. 133(3): p. 359-64; quiz 476.e1.
7. Caniklioglu, C. and Y. Ozturk, Patient discomfort: a comparison between lingual and labial fixed appliances. *Angle Orthod*, 2005. 75(1): p. 86-91.
8. Hohoff, A., et al., Speech performance in lingual orthodontic patients measured by sonagraphy and auditive analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2003. 123(2): p. 146-52.
9. Fillion, D., Improving patient comfort with lingual brackets. *J Clin Orthod*, 1997. 31(10): p. 689-94.
10. Melkos, A.B., Advances in digital technology and orthodontics: a reference to the Invisalign method. *Med Sci Monit*, 2005. 11(5): p. Pi39-42.
11. Tamer, İ., E. Öztaş, and G. Marşan, Orthodontic Treatment with Clear Aligners and The Scientific Reality Behind Their Marketing: A Literature Review. *Turk J Orthod*, 2019. 32(4): p. 241-246.
12. Wie funktioniert das Invisalign System. 2021 05.09.2021]; Available from: <https://www.invisalign.de/how-invisalign-works>.
13. Das CA® Konzept. 2021 05.09.2021]; Available from: <https://www.ca-clear-aligner.com/b2b/das-ca-konzept.html>.
14. Was ist orthocaps? 2021 05.09.2021]; Available from: <https://www.orthocaps.de/was-ist-orthocaps/>.
15. Why clear aligners? 2021 05.09.2021]; Available from: <https://www.straumann.com/clearcorrect/en/home.html>.
16. Produktdatenblatt - CA Clear Aligner, S.-D. GmbH, Editor. 2017, SCHEU-DENTAL GmbH.
17. Burstone, C.J. and K. Choy, *The Biomechanical Foundation of Clinical Orthodontics*. 2015: Quintessence Publishing Company, Incorporated.
18. Hahn, W., et al., Initial forces generated by three types of thermoplastic appliances on an upper central incisor during tipping. *Eur J Orthod*, 2009. 31(6): p. 625-31.
19. Nahoum, H.I., Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2014. 146(5): p. 545-546.
20. Tuncay, O.C., *The Invisalign System*. 2006: Quintessence.
21. Kim, T.W. and P. Echarri, Clear aligner: an efficient, esthetic, and comfortable option for an adult patient. *World J Orthod*, 2007. 8(1): p. 13-8.
22. Hahn, W., et al., Initial forces and moments delivered by removable thermoplastic appliances during rotation of an upper central incisor. *Angle Orthod*, 2010. 80(2): p. 239-46.
23. Elkholy, F., et al., Forces and moments delivered by PET-G aligners to an upper central incisor for labial and palatal translation. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 2015. 76(6): p. 460-475.
24. Elkholy, F., et al., Forces and moments delivered by novel, thinner PET-G aligners during labiopalatal bodily movement of a maxillary central incisor: An in vitro study. *The Angle Orthodontist*, 2016. 86(6): p. 883-890.
25. Elkholy, F., et al., Forces and moments applied during derotation of a maxillary central incisor with thinner aligners: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2017. 151(2): p. 407-415.
26. Hahn, W., et al., Influence of thermoplastic appliance thickness on the magnitude of force delivered to a maxillary central incisor during tipping. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009. 136(1): p. 12.e1-7; discussion 12-3.

27. Hahn, W., et al., Torquing an upper central incisor with aligners--acting forces and biomechanical principles. *Eur J Orthod*, 2010. 32(6): p. 607-13.
28. Proffit, W.R., H.W. Fields, and D.M. Sarver, *Contemporary Orthodontics*. 2007: Mosby Elsevier.
29. Barbagallo, L.J., et al., Physical properties of root cementum: Part 10. Comparison of the effects of invisible removable thermoplastic appliances with light and heavy orthodontic forces on premolar cementum. A microcomputed-tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008. 133(2): p. 218-27.
30. Brezniak, N. and A. Wasserstein, Root resorption following treatment with aligners. *Angle Orthod*, 2008. 78(6): p. 1119-24.
31. Proffit, W.R., et al., *Contemporary Orthodontics*. 2018: Elsevier.
32. Kravitz, N.D., et al., How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009. 135(1): p. 27-35.
33. Simon, M., et al., Treatment outcome and efficacy of an aligner technique--regarding incisor torque, premolar derotation and molar distalization. *BMC oral health*, 2014. 14: p. 68-68.
34. Pauls, A.H., Therapeutic accuracy of individualized brackets in lingual orthodontics. *J Orofac Orthop*, 2010. 71(5): p. 348-61.
35. Seeling, S. and F. Prütz, Inanspruchnahme kieferorthopädischer Behandlung durch Kinder und Jugendliche in Deutschland – Querschnittergebnisse aus KiGGS Welle 2 und Trends. *Journal of Health Monitoring*, 2018. 3(4): p. 78--85.
36. Polzar, P.D.m.d. 2021; Available from: <https://www.kieferorthopaede-frankfurt.com/invisalign/kosten/>.
37. Bowman, S.J., Improving the predictability of clear aligners. *Seminars in Orthodontics*, 2017. 23(1): p. 65-75.
38. Wheeler, T.T., Orthodontic clear aligner treatment. *Seminars in Orthodontics*, 2017. 23(1): p. 83-89.
39. Pretsch, T. and W.W. Müller, Shape memory poly(ester urethane) with improved hydrolytic stability. *Polymer Degradation and Stability*, 2010. 95(5): p. 880-888.
40. Mya, K.Y., et al., Star-shaped POSS-polycaprolactone polyurethanes and their shape memory performance. *Journal of Materials Chemistry*, 2011. 21(13): p. 4827-4836.
41. Fritzsche, N. and T. Pretsch, Programming of Temperature-Memory Onsets in a Semicrystalline Polyurethane Elastomer. *Macromolecules*, 2014. 47(17): p. 5952-5959.
42. Mirtschin, N. and T. Pretsch, Designing temperature-memory effects in semicrystalline polyurethane. *RSC Advances*, 2015. 5(57): p. 46307-46315.
43. Mirtschin, N. and T. Pretsch, Programming of One- and Two-Step Stress Recovery in a Poly(ester urethane). *Polymers*, 2017. 9(3): p. 98.