

Die partielle Prothese

Marxkors, Reinhard

First published in:

Zahnärztliche Mitteilungen, 63. Jg., Heft 21, S. 1060 - 1064, Köln 1973

Münstersches Informations- und Archivsystem multimedialer Inhalte (MIAMI)

URN: urn:nbn:de:hbz:6-57429476173

Die partielle Prothese

Vortrag der Fortbildungsveranstaltungen des BDZ
in Salzburg und Meran

Prof. Dr. R. Marxkors

Die *Planung* partieller Prothesen ist auf Grund der großen Vielfalt der Befunde und der großen Zahl der zur Verfügung stehenden Halteelemente und Materialien mit erheblichen Schwierigkeiten verbunden. Es dient daher der Erleichterung des Entwurfes, wenn man die Prothese selbst in übersichtliche *Bauelemente* unterteilt, nämlich in

Sättel
Verbindung der Sättel
Verankerung

} = Basis

Die *Sättel* sind der eigentliche Zahnersatz. Sie sind die mit künstlichen Zähnen versehenen Ersatzstücke, die im Bereich einer unterbrochenen oder verkürzten Zahnreihe dem Alveolarfortsatz aufliegen. Die einzelnen Sättel für sich bleiben im Munde natürlich nicht am Ort. Sie müssen daher durch *Verbindungselemente* miteinander verbunden werden. Die

Sättel und deren Verbindungselemente ergeben zusammen die *Basis*.

Aber auch die Basis hat im Munde keinen ausreichenden Halt. Sie muß daher mit *Verankerungselementen* am Restgebiß befestigt werden. Zur Verankerung stehen zur Verfügung: gebogene Klammern, Gußklammern, Geschiebe, Knopf- und Zylinderanker, Teleskope, Stege und Schienen. Ein Teil dieser Verankerungen läßt sich mit dem Restgebiß in unterschiedlicher Art verbinden, nämlich *starr, gelenkig* oder *federnd*.

Zu allen Bauelementen sind gesonderte Ausführungen erforderlich.

Sattel und Satteldynamik

Die Problematik der partiellen Prothesen besteht vor allem darin, daß Zähne und Alveolarfortsätze mit beträchtlich *unterschiedlichem Nachgeben* auf Druck reagieren. Bei vertikaler Belastung ist das Einsinken der

natürlichen Zähne nur gering, während bei gleichem Druck pro Flächeneinheit sich der Sattel auf dem Alveolarfortsatz wesentlich stärker einlagert. Dieses aktuelle, momentane *Einsinken* im Bereich des zahnlosen Kiefers kommt zustande durch Komprimierung der dem Knochen aufgelagerten Weichgewebe. Dabei wird vor allem die im Gewebe vorhandene Flüssigkeit in die Knocheninterstitien gedrückt. Beim Nachlassen des Druckes saugt sich das Gewebe wieder voll, so daß die Komprimierung wieder rückgängig gemacht wird. Der ursprüngliche Zustand stellt sich wieder ein.

Beim Einsinken des Sattels ist außer der Verdrängung der *Gewebe-Flüssigkeit* auch eine Verdrängung des *Gewebes* selbst im Spiele. Der Komprimierungseffekt ist aber bei weitem geringer, als man früher auf Grund von Resilienzmessungen angenommen hat. Zumeist wurden nämlich die Resilienzmessungen mit kugelförmigen Instrumenten vorgenommen. Beim Eindrücken dieser Kugeln in die Schleimhaut weicht das Gewebe aus und wölbt sich seitlich hoch (*Abb. 1a*). So kommt man zu relativ großen Werten für die Resilienz. Der flächenhafte Sattel läßt sich nicht mit einer Kugel vergleichen. Allerdings kann man sich die Fläche aus Kugeln zusammengesetzt denken, wenn man deren Ra-

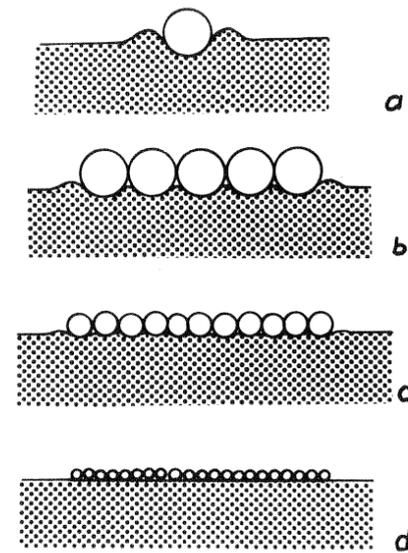


Abb. 1

dien klein genug annimmt. Auf diese Weise läßt sich schrittweise das unterschiedliche Verhalten ableiten. Belastet man nicht nur *eine* größere Kugel separat, sondern *mehrere* nebeneinanderliegende gleichzeitig, so ist für das seitliche Ausweichen und Aufwölben des Gewebes nicht mehr der nötige Platz vorhanden (*Abb. 1b*). Die Einsinktiefe wird geringer. Verkleinert man nun fortlaufend den Radius der Kugeln und vergrößert entsprechend ihre Anzahl, so besteht für das Gewebe kaum noch eine Möglichkeit auszuweichen (*Abb. 1c u. 1d*).

Der *Druck*, den wir bislang außer acht gelassen haben, muß natürlich in die Betrachtung einbezogen werden. Es versteht sich von selbst, daß bei gleichbleibend großer Fläche eine größere Kraft eine stärkere Resilienz der Schleimhaut (Flüssigkeitsverdrängung und Gewebekompression) bewirkt als eine kleinere, und umgekehrt ist bei gleicher Kraft die Resilienz um so kleiner, je größer die belastete Fläche ist.

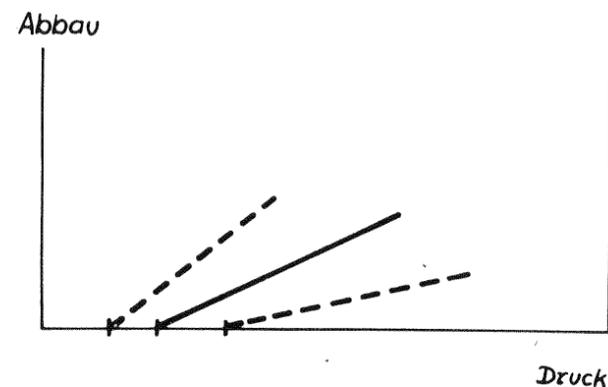


Abb. 2) Diagramm Abbau - Druck

Die zunächst auf die *Schleimhaut* einwirkende Kraft wird natürlich auch auf den *Knochen* weitergeleitet. Die Reaktion des Knochens auf diese Kraft hängt von deren Größe ab. Eine gewisse Belastung ist geradezu notwendig zur Erhaltung des Knochens. Das Faktum der Inaktivitätsatrophie beweist diese Behauptung. Übersteigt aber der Druck eine bestimmte Schwelle, dann reagiert der Knochen darauf mit Abbau. Trägt man den Abbau in Abhängigkeit vom einwirkenden Druck in ein Diagramm ein, so ergibt sich der in *Abbildung 2* dargestellte Zusammenhang. Der Wert der Schwellenbelastung ist natürlich eine individuell stark differierende Größe. Auch der jenseits des Schwellenwertes einsetzende Abbau ist individuell recht unterschiedlich groß. Die *individuelle Resistenz* bzw. *Insuffizienz* bestimmt den Wert für den Schwellendruck und die Steigung der Kurve. Diese beiden Größen sind auch in erheblichem Maße davon abhängig, ob eine Parodontopathie vorgelegen hat oder nicht. Im allgemeinen kann man sagen, daß mit einem geringen Schwellenwert auch ein steiler Anstieg der Kurve für den Abbau verbunden ist, während ein größerer Schwellenwert mit einem flachen Anstieg der Kurve gekoppelt ist.

Im Rahmen dieser Überlegungen muß noch geklärt werden, wie die Größe des Druckes zu *definieren* ist. Hinsichtlich der Belastung des *Weichgewebes* besteht ein direkter Zusammenhang zwischen der Größe des Druckes in *Pond pro Flächeneinheit* und der Größe der *Resilienz*. Beim *Knochen* hingegen sind die Zusammenhänge komplizierter. Ein momentaner überschwelliger Druck bewirkt allenfalls eine stärkere elastische Deformation des Knochens, keineswegs aber einen Abbau im Augenblick des Einwirkens. Für den

Knochen ist daher nicht der aktuelle Druck maßgeblich, sondern die *Summe* der Drucke in einer bestimmten Zeiteinheit.

Wir müssen also unterscheiden zwischen dem durch Kompression der Weichgewebe verursachten aktuellen *Einsinken*, einem reversiblen Vorgang, und dem irreversiblen, in größeren Zeitabschnitten durch Knochenabbau bedingten *Einlagern* des Sattels. Letzteres kann, muß aber nicht zwangsläufig auftreten. Ersteres macht sich immer bemerkbar, unabhängig vom Knochenabbau.

Wird der Alveolarfortsatz in einer bestimmten Ausdehnung zentral belastet, so hängt es von der Größe des Druckes ab, welche Folgen sich daraus ergeben. Nehmen wir zunächst an, der Druck sei unterschwellig, so wird zwar die Schleimhaut in gewissem Maße komprimiert, ein Abbau des Knochens findet aber nicht statt (*Abb. 3a*). Übersteigt aber der Druck den Schwellenwert, so setzt ein Knochenabbau ein (*Abb. 3b*). Will man trotz der größeren Kraft den Knochenabbau vermeiden, so muß man die Auflagefläche so weit vergrößern, bis der Druck wieder unterschwellig ist (*Abb. 3c*). Da man die einwirkenden Kräfte nicht willkürlich dosieren kann, bleibt nur eine Konsequenz:

Jeder Sattel muß so weit wie möglich ausgedehnt werden.

Bislang haben wir vorausgesetzt, daß der Sattel *zentral* belastet wird. Dieses ist jedoch die *Ausnahme*. Meistens erfolgt eine exzentrische Belastung, dann wird der Druck nicht mehr gleichmäßig verteilt (*Abb. 4a u. b*). Er konzentriert sich vielmehr unter dem belasteten Sattelende und kann dort überschwellig werden. Daraus resultiert ein Knochenabbau in diesem Bereich (*Abb. 4b u. c*). Die Prothese folgt dem erfolgten Abbau

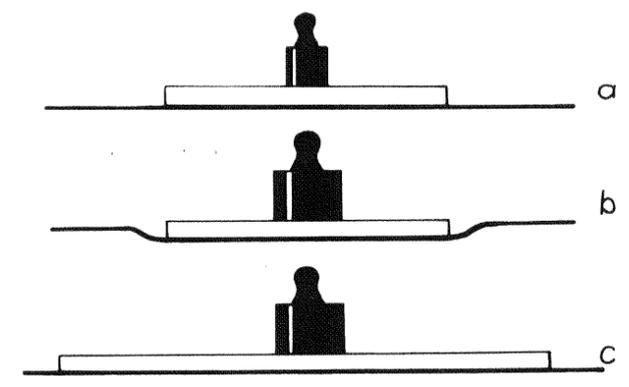


Abb. 3) Unterschiedliche Belastung des Knochens

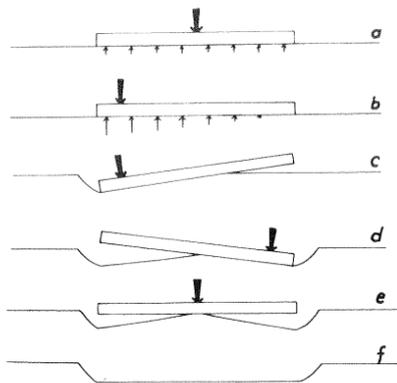


Abb. 4

und lagert sich ein. Dabei ist es denkbar, daß sich das entgegengesetzte Ende des Sattels anhebt (Abb. 4c). Wird wechselweise exzentrisch belastet, so sind immer gewisse Knochenpartien überschwellig belastet, obwohl die einwirkende Kraft bei zentraler Belastung für die Gesamtfläche unterschwellig wäre (Abb. 4d u. e). Die Folge ist ein beschleunigter Schwund des Alveolarknochens (Abb. 4f). An klinischen Beispielen lassen sich die dargestellten Vorgänge leider allzuoft demonstrieren (Abb. 5 u. 6). Vermeiden lassen sich die *Randeinsenkungen* nur, wenn der Sattel an den Enden *dental* abgestützt wird. Bei Schallsätteln ist dies im allgemeinen unschwer möglich. Bei Freundsätteln kann nur das mesiale Ende abgestützt werden (Abb. 7). Die Einsenkung des distalen Sattelendes kann man nur dadurch vermeiden, daß man dafür sorgt, daß das distale Drittel nicht belastet wird. Hierfür bieten sich unterschiedliche Möglichkeiten an. Die einfachste besteht darin, daß man auf das *distale Drittel* keine künstlichen Zähne aufstellt. Dabei muß jedoch der Gegenkiefer beachtet werden. Sind dort natürliche Zähne vorhanden, denen durch das Freilassen des distalen Endes der Antagonist fehlt, so muß ein anderer Weg gefunden werden. Entweder ist der Gegenkiefer seinerseits so zu versorgen, daß die betref-



Abb. 5) Starker Knochenabbau durch falsche Konstruktion

fenden Zähne durch dentale Auflagen am Herauswachsen aus den Alveolen gehindert werden, oder aber es muß das distale Ende des Freundsattels doch mit Zähnen versehen werden. Diese sind dann aber so zu formen, daß beim Kauakt *keine wesentliche Belastung* des Sattelendes entsteht. Ist in anderen Fällen die Aufstellung von Zähnen auf dem distalen Drittel aus ästhetischen Gründen notwendig, so sollte man sie *außer Okklusion* stellen. Voraussetzung ist auch hier, daß keine Antagonisten über die Kauebene hinauswachsen können.

Für die Konstruktion von Freundsätteln lassen sich also drei Merksätze herausarbeiten:

1. Ausdehnen so weit wie möglich,
2. Distale Randeinsenkung vermeiden durch Nichtbelasten des distalen Drittels,
3. Mesiale Randeinsenkung vermeiden durch dentale Abstützung.

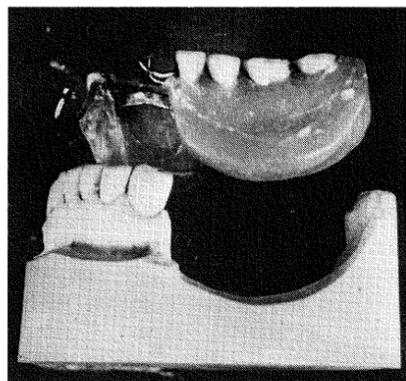
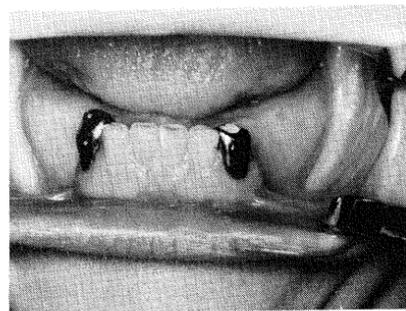


Abb. 6) Situation nach übermäßigem Knochenabbau: a) Klinisch, b) Modellbefund

Die dentale Abstützung bei verkürzter Zahnreihe kann bekanntlich in unterschiedlicher Weise vorgenommen werden. Mit jeder Abstützungsart ändert sich die Satteldynamik. Zu unterscheiden sind die Abstützungen, bei denen die Prothese mit dem

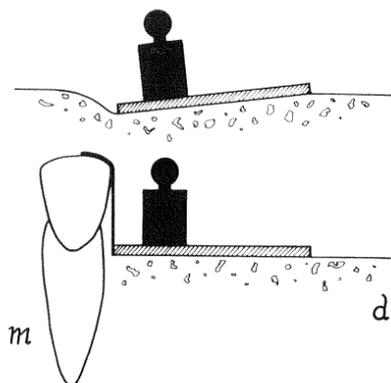
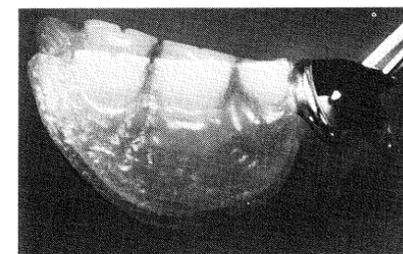


Abb. 7) Vermeidung der mesialen Randeinsenkung durch dentale Auflage.

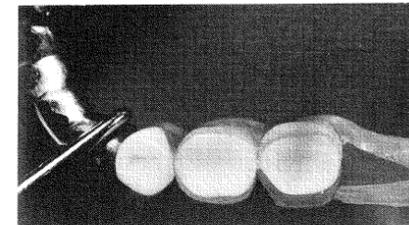
Restgebiß
gelenkig
bedingt starr
starr oder
federnd
verbunden ist.

Gelenkige Abstützung

Ein gelenkig mit der Verankerung verbundener Sattel wirkt in der Nähe des endständigen Zahnes wie voll dental abgestützt, während das distale Ende den Charakter einer rein schleimhautgetragenen Prothese hat. Das Besondere dieser Verbindungsart liegt darin, daß – gleichviel, wo der Sattel belastet wird – der Alveolarfortsatz unter dem distalen Sattelende immer belastet wird, während der Bereich unmittelbar distal vom endständigen Zahn, im Druckschatten liegend, gar nicht oder nur minimal belastet wird. Greift die Kraft direkt am Sattelende an, so wird sie voll auf den Alveolarfortsatz weitergeleitet, da das Gelenk keine Bremswirkung hat. Je weiter der Angriffspunkt der Kraft vom Ende weg und je näher er an das Gelenk herangerückt wird, um so geringer ist die Belastung des Alveolarfortsatzes. Die distale Hälfte des Sattels sollte daher überhaupt nicht belastet werden. Der *Vorteil* des gelenkig verbundenen Sattels besteht darin, daß trotz der Krafteinwirkung außerhalb der Unterstützungspunkte *keine Hebelkräfte* auftreten und die Prothese somit stabil liegt. Weiterhin werden die noch vorhandenen mit der Verankerung versehenen Zähne entlastet. Als nachteilig ist zu erwähnen, daß bei den nur 5 bis 6 mm langen Gelenken das Material alsbald verschleißt, so daß der Sattel sich nicht nur in der Vertikalen bewegen läßt, sondern auch in der Transversalen, wodurch der Abbau des Alveolarknochens beschleunigt wird (Abb. 8).



a)



b)

Abb. 8) Gelenkige Verbindung eines Freundsattels nach einigen Jahren Tragezeit. a) Vertikaler Ausschlag. Man beachte auch das Ausmaß des Knochenabbaus; b) Transversaler Ausschlag durch Verschleiß

Bedingt starre Verbindung

Eine bedingt starre Verbindung kommt vorwiegend bei den einfachen *modellgegossenen Metallbasen* zustande, da die Gußklammern eine geringe Bewegung zulassen und da die Auflagen in den löffelförmigen Mulden am Zahn rotieren können. Hinsichtlich der Zusammenhänge zwischen der Belastung des Alveolarfortsatzes unter dem *distalen Sattelende* und dem Angriffspunkt der Kraft besteht eine gewisse Ähnlichkeit mit der gelenkigen Verbindung. Allerdings sind gegen das Einsinken außer der Widerstandskraft des Alveolarfortsatzes noch weitere Widerstandsmomente vorhanden, durch die elastische Beanspruchung sämtlicher Klammern der Prothese.

Dadurch ergeben sich wiederum *statische Probleme*. Sinkt der Sattel ein, rotiert die Prothese um die Achse, die durch die Verbindung der auf jeder Seite am weitesten distalen Auflage entsteht. *Die Prothese liegt instabil*. Diese Rotation kann man nur dadurch vermeiden, daß man das Einsinken des Sattels vermeidet. Den Angriffspunkt der einwirkenden Belastung sollte man daher so weit wie möglich nach ventral verlegen. Dadurch verkürzt man den außerhalb des Unterstützungspolygons liegenden Hebel und verbessert so die Relation zwischen dem Produkt aus *Last x Lastarm* und *Kraft x Kraftarm*

zugunsten des letzteren. Man verringert also das Produkt aus *Last x Lastarm*, während das *Widerstandsmoment* (Kraft x Kraftarm) gleich bleibt (Abb. 9). Die mit Klammern versehenen Zähne werden relativ stark beansprucht, zumindest stärker als bei der gelenkigen Verbindung.

Starre Verbindung

Bei der starren Verbindung werden die auf den Sattel einwirkenden Kräfte auch auf *gesunde Parodontien* übertragen. Zahn und Prothese bilden eine starre Einheit. Der Zahn wird auf Kippung beansprucht. Die ganze Alveole wirkt dem Einsinken des Sattels entgegen. Die Fläche des belasteten Knochens vergrößert sich dadurch erheblich (Abb. 10). Wenn man sich vergegenwärtigt, daß ein Freundsattel, wenn die Zahnreihe um die drei Molaren verkürzt ist, im Durchschnitt nur eine tragende Oberfläche von 2 cm^2 hat – die vertikalen Flächen werden nicht mitgerechnet –, ein einwurzeliger, fest im Knochen stehender Zahn aber eine Wurzeloberfläche von 3 cm^2 , so wird der Wert der starren Verbindung verdeutlicht. Ein im Bereich des Sattels überschwelliger Druck kann dadurch unterschwellig werden. Die Sicherheit, daß weder die Zähne noch der Alveolarfortsatz *über* ihre Lei-

stungsfähigkeit beansprucht werden, steigt mit der *Anzahl der Zähne*, die als Block zur Verankerung herangezogen werden. Die Kraftübertragung auf die Parodontien kommt natürlich nur dann zustande, wenn die Basis ausreichend starr ist. Natürlich gilt auch hier, daß die Belastung des gesamten Systems um so geringer ist, je kürzer der Hebelarm ist. Dabei gilt als Hebelarm nicht die Länge des dem Alveolarfortsatz aufliegenden Sattels, sondern die Strecke Auflage–Angriffspunkt der Kraft.

Federnde Verbindung

Bei der federnden Verbindung hängt die Satteldynamik von der Stärke des *Federstiels* ab. Ein dünner Stiel kann bei vorgegebener Belastung dem Sattel rein schleimhautgelagerten Charakter geben. Für diesen Fall hat die federnde Verbindung noch einen ganz *besonderen Nachteil*. Wegen der immer ventral vom endständigen Zahn gelegenen Verbindungsstelle von Federstiel und Verankerung lagert sich der Sattel nach ventral ein, so daß das endständige Parodontium besonders gefährdet ist. Ein dicker Federstiel kann bei vorgegebener Belastung die starre Verbindung zwischen Sattel und Verankerung bedeuten. Die Feder ist somit in sich unsinnig. Entsteht durch sie eine

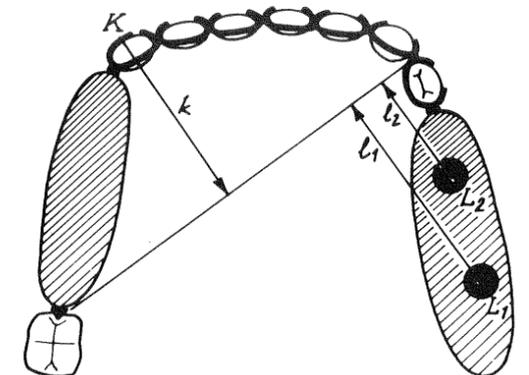


Abb. 9) Zur Verbesserung der Statik sollte der Lastarm I so kurz wie möglich gehalten werden

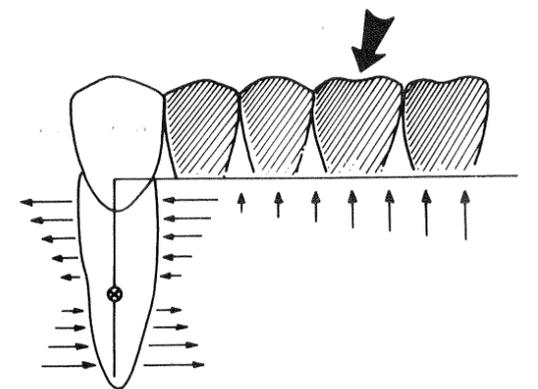


Abb. 10) Wesentliche Vergrößerung des Widerstandsmoments durch starre Verbindung

starre Verbindung, so ist es keine Feder mehr und man könnte von vornherein mit sicheren Mitteln eine starre Verbindung herstellen. Entsteht durch sie tatsächlich eine federnde Verbindung, so läßt sich das Maß der individuell gewünschten Federwirkung nicht gezielt erreichen. *Man sollte auf Federn daher ganz verzichten.*

Versucht man anschließend eine Beurteilung der unterschiedlichen Ver-

bindungsarten zwischen Restgebiß und Sattel, so läßt sich etwa folgendes sagen: Der *Kaudruck* auf die Basis muß *kompensiert* werden. Entlastet man die *Zähne*, so wird der *Knochen* um so stärker beansprucht. Entlastet man den *Knochen*, so muß man notwendigerweise die *Zähne* stärker beanspruchen. Anzustreben ist die *Verteilung* des Kaudruckes, und zwar dergestalt, daß kein Gewebebezirk über seine Belastbarkeit

beansprucht wird, daß also an allen Stellen der Druck unerschwellig bleibt. Am ehesten läßt sich dieses Ziel durch die *starre Verbindung* der Prothese mit dem Restgebiß erreichen. Die Größe der Kaukraft können wir nicht beeinflussen. Man kann aber ihren schädlichen Einfluß reduzieren, indem man den Lastarm verkürzt.

4401 Nienberge,
von-Bissendorf-Weg 6