

**Zusammenfassung**  
Drähte und daraus hergestellte Drahtelemente sind elementare Bestandteile herausnehmbarer kieferorthopädischer Apparaturen. Sie dienen oft als kraftabgebende Quelle oder als „passive“ Halteelemente. Ärgerlich wird es für alle Beteiligten, wenn sie während der Behandlung brechen. Selbst wenn keine Verletzungsfahr besteht, ist die Behandlung unterbrochen. Eine Nacharbeit und eine Neuanfertigung der Apparatur kosten Zeit und Geld. Natürlich hat jeder Bruch eines Drahtes immer eine Ursache. Es ist Ziel dieser Arbeit, mögliche Ursachen vorzustellen und aufzuzeigen, was Zahntechniker oder Kieferorthopäden bei der Anwendung der Drähte tun können, um Brüchen vorzubeugen.

**Indizes**  
Kieferorthopädie, Drahtelemente, Bruchfestigkeit, Dehngrenze, Praxismethoden, Wöhlerkurve

## Warum brechen manchmal Drähte von kieferorthopädischen Apparaturen?

**Friedrich Sernetz**

Der Artikel ist die erweiterte Fassung eines Vortrags beim 13. Harzer Fortbildungsseminar der Gesellschaft für Kieferorthopädische Zahntechnik e. V. Wernigerode 14.–16. November 2003.

Drähte und daraus hergestellte Drahtelemente wie z. B. Adamsklammern, Labialbögen usw. sind elementare Bestandteile herausnehmbarer kieferorthopädischer Apparaturen. Sie dienen aufgrund ihrer Federeigenschaften oft als kraftabgebende Quelle oder im passiven Zustand als Halteelemente. Eine umfangreiche Darstellung typischer Apparaturen findet sich im „O-Atlas“ von U. Wirtz<sup>1</sup>. Ihnen ist gemein, dass sie teils aus industriell vorgefertigten, meist aber aus für den Patienten individuell geformten Drahtelementen bestehen. Bei der festsitzenden Technik zur kieferorthopädischen Behandlung werden z. B. für die so genannte „Gerade Bogentechnik“ vorgeformte Drahtbögen verwendet, an denen der Kieferorthopäde nur zu Korrekturen nachbiegt. Für die so genannte „Standard Edgewise“-Technik hingegen, bei der die den Bogen aufnehmenden Befestigungselemente („Brackets“ und „Röhrchen“) nicht entsprechend vorprogrammiert sind, biegt der Kieferorthopäde so genannte Biegungen 1. Ordnung (In-Out-Biegung), 2. Ordnung

**Einleitung**

(Angulationsbiegung) und 3. Ordnung (Torquebiegung, Verwindung) in den Drahtbögen ein. Zur näheren Erklärung dieser einzelnen Begriffe wird auf das „Lexikon kieferorthopädischer Begriffe“<sup>2</sup> verwiesen.

Die Herstellung herausnehmbarer Apparaturen und das Biegen der dafür nötigen Drahtelemente ist in der Regel Aufgabe des kieferorthopädisch tätigen Zahntechnikers. Das individuelle Anpassen der Drahtbögen in festsitzenden Apparaturen ist Aufgabe des Kieferorthopäden. Bei herausnehmbaren Apparaturen finden im wesentlichen zwei Metalle als Drähte Verwendung, Edelstahl und CoCr-Legierungen. Für festsitzende Drahtbögen kommen zusätzlich noch so genannte Beta-Titan- und Nickel-Titan-Legierungen zum Einsatz, über deren Eigenschaften an anderer Stelle bereits berichtet wurde.<sup>3</sup> Ärgerlich wird es für den Patienten, den Behandler und den Zahntechniker, wenn während der Behandlung Drähte oder Drahtelemente brechen. Selbst wenn davon keine Verletzungsgefahr ausgeht, ist die Behandlung unterbrochen. Eine Nacharbeit und eine Neuanfertigung der Apparatur kosten Zeit und Geld. In der Regel wird beim Drahtlieferanten reklamiert, der dann womöglich darauf hinweist, dass solche Arbeiten Sonderanfertigungen sind, wofür er kaum haftbar gemacht werden kann.

Jeder Bruch eines Drahtes hat aber natürlich immer eine Ursache. Ziel dieser Arbeit ist, mögliche Ursachen vorzustellen und aufzuzeigen, was der Zahntechniker oder der Kieferorthopäde bei der Anwendung der Drähte tun kann, um Brüchen vorzubeugen.

#### Bruchfestigkeit

Ein Draht bricht erst, wenn seine Bruchfestigkeit überschritten wird. Hierbei ist zu unterscheiden, ob das Drahtmaterial auf Zug, Biegung oder Torsion belastet wird. Auch wenn im Regelfall bei kieferorthopädischen Apparaturen nur die Biegebelastung auftritt, ist das Verständnis der Zugbelastung wichtig für die Beurteilung eines Werkstoffes. Abbildung 1 zeigt schematisch eine typische Spannungs-Dehnungskurve eines Metalls.<sup>3</sup> Eine für das Folgende wichtige Größe ist die Dehngrenze  $R_p$ , bis zu der ein Material sich elastisch verformen lässt und bei Entlastung in die Ursprungsform zurückgeht. Belastet man das Material über die Dehngrenze  $R_p$  hinaus, verformt es sich bleibend (plastisch). Man muss also immer über die Dehngrenze hinaus belasten, um eine Formveränderung zu erreichen. Ein Abdruck der Zange auf dem Draht (vgl. Abb. 2) oder ein Eindruck eines Härteprüfgerätes ist also ein Zeichen für das Überschreiten der Dehngrenze. Aus messtechnischen Gründen benutzt man als technische Dehngrenze  $R_{p0,2}$  die Festigkeit bei einer geringen plastischen Verformung von 0,2 %.

Abhängig von der Sprödigkeit eines Werkstoffes lässt sich der Werkstoff mehr oder weniger dehnen. Je nach Herstellverfahren und der erreichten Mikrostruktur des Werkstoffes kann die so genannte Bruchdehnung A unterschiedlich sein. Abbildung 3 zeigt am Beispiel eines Remanium-Drahtes den Einfluss der Festigkeitserhöhung auf die plastische Verformbarkeit. Je höher die Festigkeit, desto geringer die Bruchdehnung und desto höher die Sprödigkeit. Hochfeste Drähte haben eine hohe Elastizität, aber

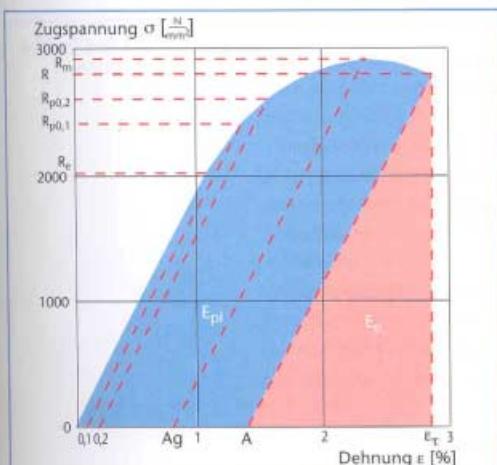


Abb. 1 Typische Spannungs-Dehnungskurve eines Metalls.<sup>3</sup>

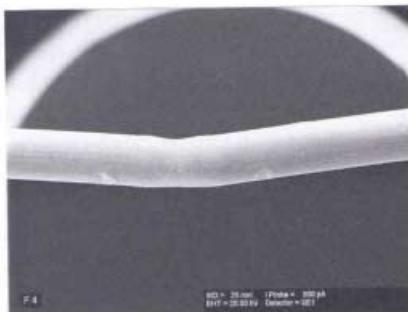


Abb. 2 Abdrücke einer Aderer-Zange auf einem Remanium-Draht mit Durchmesser  $d = 0,9$  mm.

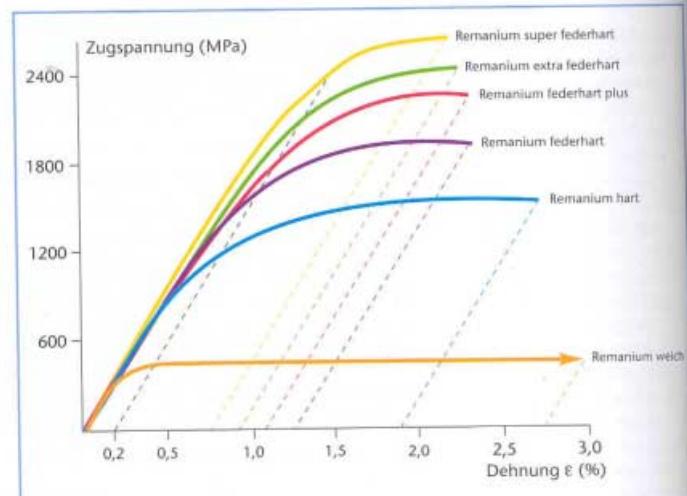


Abb. 3 Festigkeitserhöhung und Plastizitätsabnahme bei Edelstahldrähten (Remanium-Drähte).<sup>3</sup>

immer weniger plastische Verformbarkeit. Sie brechen daher schon bei geringer plastischer Verformung.

Die plastische Verformung wird benötigt, um einen Draht bleibend zu verbiegen. Eine Wendel, eine Schlaufe, ein Bogen können nur geformt werden, wenn beim Biegen die Dehngrenze überschritten wird. Anders als bei Zugbelastung wirkt beim Biegen die Belastung nicht homogen auf den gesamten Drahtquerschnitt, sondern nur auf entsprechende Anteile seines Querschnitts. Beim Biegen stellt man sich den Querschnitt eines Drahtes vor, als ob er aus Fasern aufgebaut sei (Abb. 4). Die Randfasern werden daher anders belastet als die neutrale Faser im Innern des Drahtes, die als kräftefrei anzusehen ist. Je nachdem wie stark die Krümmung des Drahtes erfolgt und je nachdem wie groß der Durchmesser des Drahtes ist, wird an der Außenfaser, d. h. an der Drahtoberfläche, bei entsprechender Biegung zunächst die Dehngrenze überschritten. Liegt wenig plastische Verformbarkeit vor, d. h. bei geringer Bruchdehnung bzw. hoher Sprödigkeit, wird an der Drahtoberfläche auch die Bruchfestigkeit (im Zugversuch auch Reißfestigkeit genannt) überschritten. Der Draht muss dabei noch nicht durchbrechen, aber ein kleiner Anriß in der überbeanspruchten Außenfaser an der Oberfläche, oft nur im Mikroskop erkennbar, kann nach Entlastung zurückbleiben.

Wie empfindlich die Biegebelastbarkeit eines runden Drahtes von seinem Durchmesser abhängt, wollen wir uns an einem Beispiel deutlich machen. Wir wählen einen harten Remanium-Draht ( $R_m = 1400\text{--}1600\text{ N/mm}^2$ ) mit Durchmesser  $d = 0,9\text{ mm}$ . Wir halten ihn mit einer Zange einseitig fest und biegen ihn im Abstand  $L = 10\text{ mm}$  von der Einspannung mit einer Kraft  $F = 10\text{ N}$  (entspricht ca. einem Gewicht von 1 kg).

Das führt zu folgender Auslenkung des Drahtes (vgl. Gl. 7a bei Sernetz<sup>3</sup>):

$$(1) \quad \delta = \frac{64}{3\pi} \times \frac{F \times L^3}{E \times d^4}$$

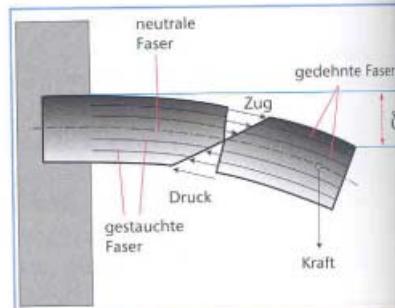


Abb. 4 Radialer Verlauf von Zug- und Druckbeanspruchung beim Biegen eines Drahtes.<sup>3</sup>

Dabei ist  $E = 180.000 \text{ N/mm}^2$  der Elastizitätsmodul des Remanium-Edelstahldrahtes. Setzt man diese Werte in Gl(1) ein, erhält man

$$\delta = \frac{64}{3\pi} \times \frac{10 \times 1000 \text{ mm}}{180.000 \times (0,9)^4} = 0,575 \text{ mm}$$

Bei dieser Auslenkung wird die max. Randspannung an der (gedehnten) Oberfläche des Drahtes (vgl. Gl. 10 in Sernetz<sup>3</sup>):

$$(2) \quad \sigma_r = \frac{32}{\pi} \times \frac{F \times L}{d^3}$$

Mit obigen Werten ergibt sich

$$\sigma_r = \frac{32}{\pi} \times \frac{10 \times 10}{(0,9)^3} \frac{\text{N}}{\text{mm}^3} = 1397 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

Die Spannung in der Außenfaser des Drahtes liegt damit deutlich über der Dehngrenze des harten Remaniumdrahtes von  $R_{p0,2} = 1200 \text{ N/mm}^2$  und knapp unter der Zugfestigkeit,  $R_m = 1400 \text{ N}$ . Die Außenfaser wird also bereits deutlich bleibend verformt und der Draht bleibt nach dieser Belastung verbogen.

Wählen wir stattdessen den gleichen Draht mit einem geringfügig größeren Durchmesser  $d = 1 \text{ mm}$  und wollen wir ihn genauso weit ( $\delta = 0,575 \text{ mm}$ ) auslenken, dann brauchen wir dafür eine Kraft  $F$  (vgl. Gl. 8a in Sernetz<sup>3</sup>):

$$(3) \quad F = \frac{3\pi}{64} \times \frac{E \times d^4}{L^3} \times \delta$$

und mit obigen Zahlenwerten

$$F = \frac{3\pi}{64} \times \frac{180.000 \times 1^4}{10^3} \times 0,575 \text{ N} = 15,24 \text{ N} \text{ (entspricht ca. 1,5 kg).}$$

Bei dem 1 mm dicken Draht erhöht sich dadurch die maximale Randspannung zu

$$\sigma_r = \frac{32}{\pi} \times \frac{15,24 \times 10}{1} = 1552 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

Diese geringfügige Durchmessererhöhung bedeutet also, dass wir eine um 50 % höhere Kraft brauchen, um die gleiche Biegung zu erreichen. Dabei belasten wir die Außenfasern bereits am Limit der garantierten Zugfestigkeit ( $R_m = 1400\text{--}1600 \text{ N/mm}^2$ ).

Dieses einfache Beispiel zeigt, warum bei den kieferorthopädischen Apparaturen die Drahtabmessungen und die Drahtauswahl sehr genau überlegt werden müssen. Natürlich ließe sich im obigen Beispiel mit einem federharten oder extra-federharten Draht die Belastbarkeit der Außenfaser erhöhen. Dabei verliert man aber an Plastizität und die erhöhte Sprödigkeit duldet wenig Überlastung.

Wir können natürlich Gl. 3 in Gl. 2 einsetzen, um die Abhängigkeit der max. Randspannung vom Durchmesser, dem Kraftabstand und der Auslenkung allgemein darzustellen und erhalten:

$$(4) \quad \sigma_r = \frac{3}{2} \times \frac{E \times d}{L^2} \times \delta$$

Abbildung 5 zeigt für eine vorgegebene Auslenkung  $\delta = 0,575 \text{ mm}$  und verschiedene Drahtabmessungen beispielhaft den Anstieg der Randspannung in der Außenfaser, wenn

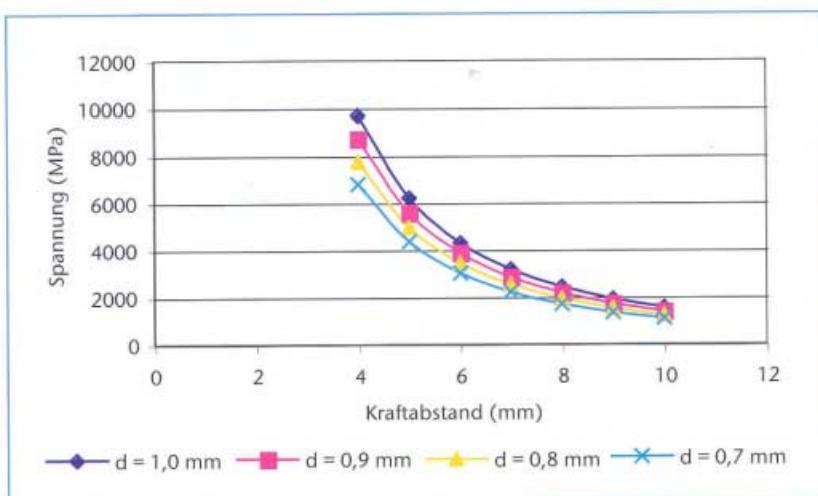


Abb. 5 Randspannung als Funktion des Kraftabstandes bei einseitiger Einspannung von Drähten mit unterschiedlichen Durchmessern (Biegekraft  $F = 10$  N).

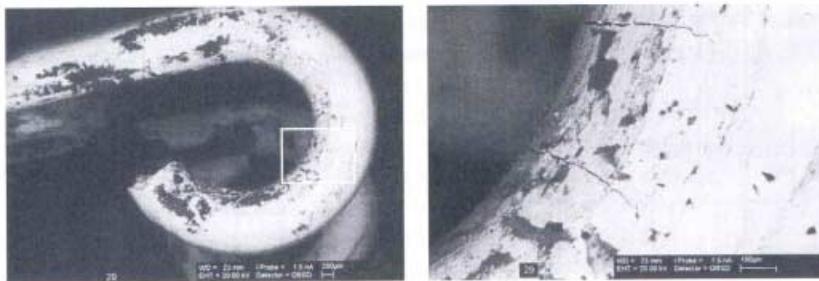


Abb. 6a und b Bruch- und Rissbildung durch Ermüdung bei einer zu eng gewickelten Schenkelfeder (b = Ausschnitt aus a).

der Kraftansatz immer näher an die Einspannung heranrückt. Es wird damit sichtbar, wie schnell die Randspannung die Zug- und Bruchfestigkeit überschreiten kann.

Das gleiche Belastungsproblem kann auf der gestauchten Seite eines gebogenen Drahtes auftauchen. Sind die Druckkräfte an den Außenfasern an der gestauchten Oberfläche zu groß, kann ein Draht auch durch Druckbelastung aufplatzen bzw. einreißen. Abbildung 6 zeigt solche Einrisse am Beispiel einer zu eng gewickelten Schenkelfeder. Gerade bei Federn erkennt man die mikroskopischen Risse anfänglich nicht. Da eine Feder aber die Aufgabe hat zu federn, kann sich bei regelmäßig wiederkehrender Überlastung der Anriss fortsetzen, bis er nach entsprechend vielen oder wenigen Belastungszyklen letztendlich bricht.

Ein Bruch eines Drahtes ist als das Ende eines Rissvorgangs anzusehen. Ein Riss leitet einen Bruch ein, der evtl. zeitlich erst stark verzögert auftreten kann. Das Ansägen eines Seilbahndrahtes muss nicht sofort zum Absturz einer Seilbahn führen. Es bedarf aber ständiger Kontrollen, um jegliche Verletzung eines derartigen Seiles im Griff zu behalten. Die Hersteller kieferorthopädischer Drähte kontrollieren selbstverständlich diese Drähte.

Ursachen und  
Erscheinungsformen  
eines Bruches

Abb. 7a Rostfleck infolge einer Seigerung (hier Chromverarmung) an der Oberfläche eines „rostfreien“ Stahldrahtes.

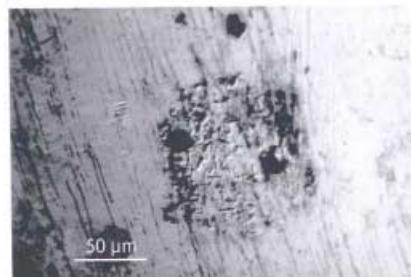
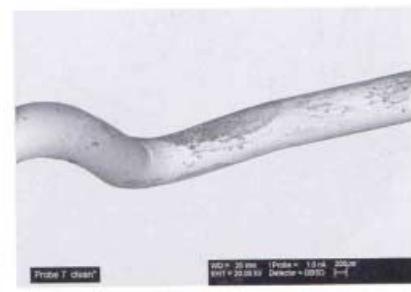


Abb. 7b Herstellungsbedingtes Aufspleißen der Oberfläche bei einem Stahldraht.



Abb. 8 Bearbeitungsbedingte Oberflächenschädigungen (Schleifspuren und Riefen) an Drähten bei kieferorthopädischen Apparaturen.



Es werden aber aus Kostengründen nicht die gleichen für Seilbahnen aus Sicherheitsgründen erforderlichen Prüfmethoden angewandt. Es ist deshalb möglich, dass Oberflächenfehler, wie z. B. in Abbildung 7 gezeigt, vorkommen können.

Dem Zahntechniker ist deshalb zu raten, bei der Verarbeitung von Drähten die Oberfläche nochmals zu überprüfen und selbst Verletzungen der Oberfläche zu vermeiden.

Typische Verletzungen, die der Zahntechniker oder der Kieferorthopäde verursachen, sind Abdrücke und Kerben durch (schlechte) Zangen (vgl. Abb. 2), Kratzer und Schleifspuren beim Trennen oder Polieren einer Arbeit (Abb. 8).

Natürlich sind Veränderungen des Drahtes durch Löten oder Schweißen auch als „Verletzungen“ anzusehen. Man muss sich deshalb der Auswirkungen des Löten oder Schweißens an entsprechend belasteten Stellen bewusst sein.

Bricht ein Draht in einer kieferorthopädischen Apparatur, ist durch entsprechenden mikroskopischen Aufwand in der Regel die Ursache dafür gut feststellbar. Abgesehen davon, dass man auf diese Weise z. B. die erwähnten vom Hersteller oder vom Zahntechniker stammenden Verletzungen identifizieren kann, lässt sich auch an der eigentlichen Bruchfläche erkennen, ob es sich um ein Werkstoffproblem handelt. Je nach Festigkeitsklasse eines rostfreien Stahldrahtes verändert sich auch das Aussehen der Bruchfläche. Bei einem harten bis federharten Remanium-Draht ist bei Überlastung auf der Bruchfläche eine so genannten Wabenstruktur (Abb. 9a) ein Zeichen für ausreichende Plastizität und für einen Verformungsbruch (auch Zähbruch genannt). Hat der Draht wenig Plastizität und ist deutlich spröder, wie es den hohen Festigkeitsklassen ( $R_m > 1800 \text{ N/mm}^2$ ) entspricht, zeigt die Bruchfläche eine kristalline Struktur (Abb. 9b). Es liegt dann ein so genannter Sprödbruch vor, der ebenfalls wie der Verformungsbruch einer einmaligen Überlastung zuzuordnen ist.

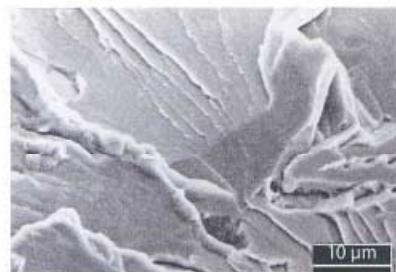
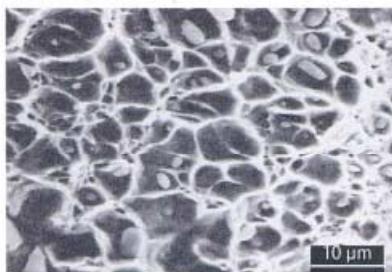


Abb. 9a und 9b Gefüge von Bruchflächen: a) Wabenstruktur der Bruchfläche bei einem Verformungsbruch (Zähbruch), (aus H. Blumenauer und G. Pusch<sup>7</sup>), b) Kristallines Gefüge bei Sprödbruch (aus H. Blumenauer und G. Pusch<sup>7</sup>).

Abb. 9c Ermüdungsbruch an einem Remanium-Draht.

Eine weitere Erscheinungsform eines Bruches ist der Ermüdungsbruch. Als Ermüdung wird das Werkstoffversagen unter wechselnder bzw. schwingender Beanspruchung bezeichnet, das durch Rissbildung gekennzeichnet ist und weit unterhalb der statischen Festigkeit  $R_m$  oder der Dehngrenze  $R_p$  auftreten kann (vgl. Hütte<sup>4</sup>). Anrisse, die insbesondere beim Biegen an Oberflächenfehlern des Drahtes gebildet werden, können weiterwachsen. Dadurch wird der belastete Anfangsquerschnitt vermindert und der Restquerschnitt versagt am Ende durch Gewaltbruch. Abbildung 9c zeigt einen typischen Ermüdungsbruch, erkennbar an der Ausgangsstelle des Risses mit dem von dort aus sich fortsetzenden Ermüdungsbruch (erkennbar an den Rastlinien) und dem spröden Gewaltbruch an der Restfläche. Diese Bruchart ist typisch bei Federn und herausnehmbaren kieferorthopädischen Apparaturen, weil sie zeitlich wechselnden Belastungen ausgesetzt sind. Als wechselnde Belastung ist hier einmal das Einsetzen und Herausnehmen der Apparatur gemeint, auch wenn das nur wenige Male pro Tag geschieht. Bedeutender sind die ständigen Bewegungen der Lippen-, Wangen- oder Zungenmuskulatur, die therapeutisch genutzt werden. Je elastischer die Apparatur ist, wie z. B. ein Funktionsregler, desto mehr werden die Drahtelemente Wechselbelastungen ausgesetzt. Diese Art der Belastung ist unregelmäßig, intermittierend, und die Kräfte sind nicht jedes Mal gleich groß. Trotzdem kann man das als eine schwingende Belastung mit ungleicher Spannungs-Amplitude und nicht konstanter Frequenz ansehen.

Abbildung 10 zeigt den typischen Verlauf der mechanischen Belastung einer kieferorthopädischen Apparatur wie z. B. eines Face-Bows oder eines Funktionsreglers.

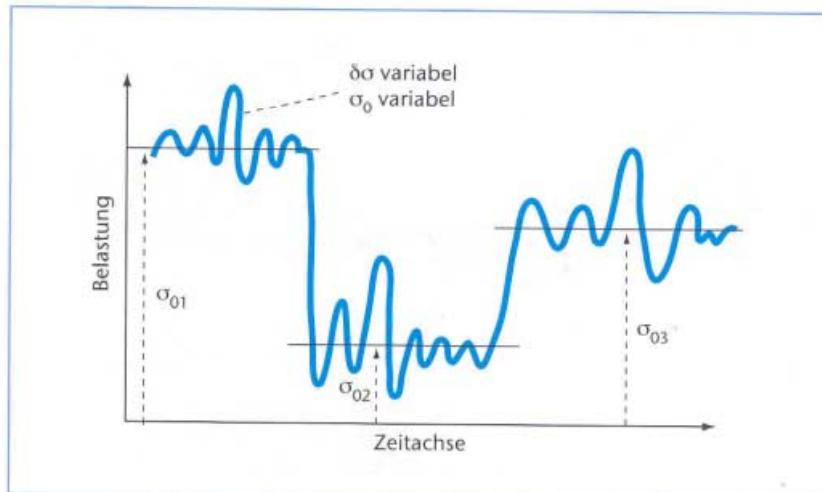


Abb. 10 Typischer zeitlicher Verlauf der Beanspruchung einer herausnehmbaren kieferorthopädischen Apparatur.

Beim Einsetzen der Apparatur kommt sie aus ihrer passiven Ruhelage unter eine erste Belastung  $\sigma_{01}$ , die dann während des Tragens überlagert wird von wechselnden, kleineren Belastungen  $\Delta\sigma$ , die von den Bewegungen der Muskulatur hervorgerufen werden.

Beim Herausnehmen der Apparatur wird die Belastung unterbrochen, möglicherweise aber auch etwas verbogen, sodass sich beim erneuten Einsetzen das Wechselspiel der Belastung auf einem anderen Spannungsniveau  $\sigma_{02}$  wiederholt. Aktiviert der Kieferorthopäde die Drahtelemente, weil die Behandlung erfolgreich ist und die Kräfte nachgelassen haben, wird das Spannungsniveau wieder angehoben (z. B. auf  $\sigma_{03}$ ) und die Belastung des Drahtelements läuft ähnlich weiter.

**Dauerfestigkeit** Jede aktive kieferorthopädische Apparatur ist im Prinzip als eine Feder aufzufassen. Eine herausnehmbare Apparatur oder ein festsitzender Drahtbogen muss immer wieder aktiviert werden, damit ihre elastischen Kräfte wirksam werden können. Jeder Patient bewegt seine Gesichtsmuskulatur oder die Zunge, selbst wenn er nicht spricht. Diese Bewegungen sind als „reactio“ auf die „actio“ der Apparatur anzusehen. Der Mund ist auch während des Schlafes nicht absolut bewegungslos. Geht man von einer üblichen Schluckfrequenz von zweimal pro Minute, den Bewegungen beim reflektorischen Mundschluss (typisch: fünfmal pro Minute) und den Bewegungen der Muskulatur beim Sprechen aus, dann sind ca. 10 Krafteinwirkungen pro Minute auf eine herausnehmbare Apparatur leicht vorstellbar. Bei acht Stunden Tragedauer pro Tag summiert sich das auf rund 5000 Belastungszyklen pro Tag. In 200 Tagen (d. h. nach etwas mehr als einem halben Jahr) können somit durchaus eine Million Belastungszyklen erreicht werden.

In der Technik wird ein Federelement, das 10 Millionen Belastungszyklen ohne Bruch aushält, als dauerfest bezeichnet (z. B. DIN 2088). Natürlich ist die Dauerfestigkeit abhängig vom Werkstoff, von der Höhe der Belastung und auch von der Konstruktion des Bauteils selbst. Entgegen vordergründiger Erwartungen ist die Bruchfestigkeit im Zugversuch nicht identisch mit der Dauerfestigkeit. Wöhler hat bereits Ende des 19. Jahrhunderts den

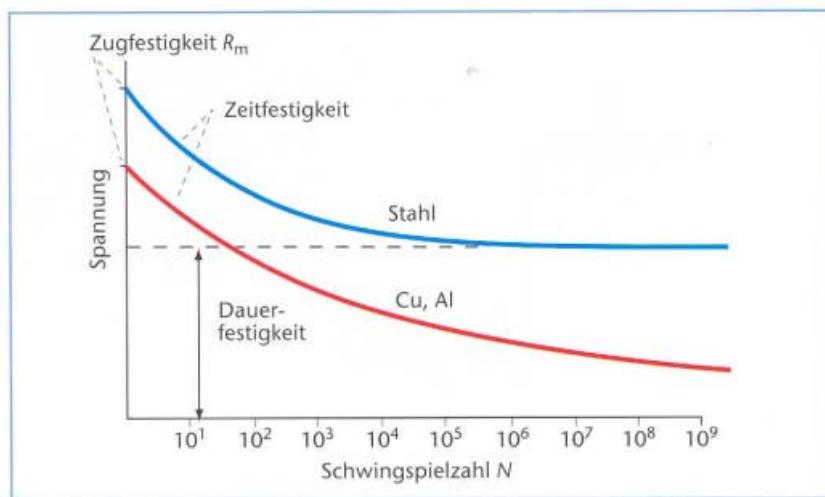


Abb. 11 Wöhlerkurve, Zeit- und Dauerfestigkeit verschiedener Metalle.<sup>4</sup>

Zusammenhang des Bruchverhaltens bei schwingender Belastung untersucht. Er hat dabei festgestellt, dass bei bestimmten Werkstoffen und Schwingbelastung unterhalb einer bestimmten Last auch nach beliebig vielen Lastzyklen kein Bruch mehr stattfindet. Glücklicherweise ist Stahl einer dieser Werkstoffe, die Dauerfestigkeit zeigen, während z. B. reines Kupfer oder Aluminium nur zeitfest sind. Kupfer oder Aluminium brechen bei wechselnder Belastung also immer, auch wenn man sie beliebig gering belastet – es ist nur eine Frage der Zeit. Abbildung 11 zeigt den Zeitfestigkeits- bzw. Dauerfestigkeitsbereich in der Darstellung als so genannte Wöhlerkurve für Stahl, Cu und Al (diese Darstellung setzt eine ideal polierte Oberfläche des Werkstücks voraus). Man versteht damit leicht, warum rostfreier Stahl ein idealer Werkstoff für die Kieferorthopädie ist – neben beispielsweise seiner Elastizität, Biokompatibilität und Preisgünstigkeit.

Wöhlerkurven existieren für viele Werkstoffe und Belastungsfälle, müssen aber letztendlich bei kritischer Beanspruchung am Bauteil selbst gemessen werden, um die Dauerfestigkeit des Bauteils (= Betriebsfestigkeit) zu kennen. Wir haben deshalb beispielhaft die Belastbarkeit unter gleichbleibender, schwingender Biegebelastung an federhartem Remanium-Draht mit Durchmesser 0,9 mm untersucht. Dabei wurden bestimmte Oberflächenschädigungen zum Vergleich angebracht, die bei kieferorthopädischen Apparaturen vorstellbar sind.

Als eine Schädigung wurde ein Zangenabdruck mit der Adererzange (s. Abb. 2) gewählt, weiterhin das lokale Aufbringen von etwas Silberlot mit der Wasserstoffflamme (Abb. 12a) sowie eine lokale Aufschmelzung mittels Laser (Abb. 12b).

Abbildung 13 zeigt eine entsprechende Messapparatur, bei der mehrere Drahtstücke eingespannt und mit Hilfe eines Exzenter unterschließlich weit aus ihrer Ruhelage ausgelenkt werden können. Bei der Prüfung der Biegefestigkeit wurde die Drahtprobe so eingespannt, dass die geschädigte Stelle gerade in der Einspannung lag.

Abbildung 14 stellt zunächst das reine Biegeverhalten des 0,9 mm dicken, federharten Remanium-Drahtes dar (keine schwingende Belastung), wenn die Kraft im Abstand  $L =$

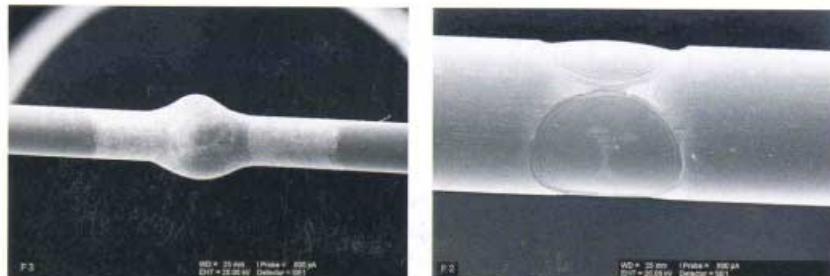


Abb. 12a und 12b Oberflächenveränderungen an einem rostfreien Stahldraht (Remanium) mit Durchmesser  $d = 0,9$  mm. a) Lötstelle. b) Um 90 Grad versetzte Aufschmelzung durch Laserbeschuss.

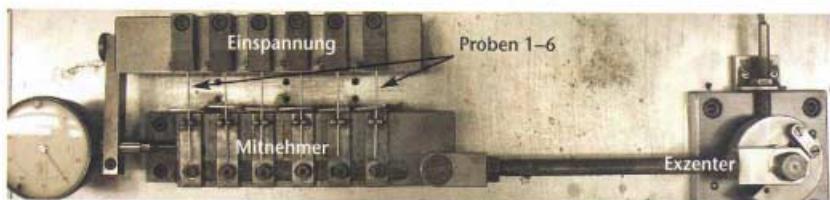


Abb. 13 Apparatur zur Biege- wechselfestigkeitsprüfung.

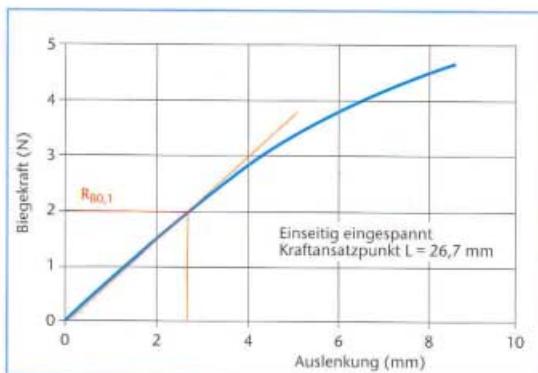


Abb. 14. Biegekräfte in Abhängigkeit der Auslenkung bei einem einseitig eingespannten Remanium-Draht mit Durchmesser  $d = 0,9$  mm und einem Kraftabstand  $L$  zur Einspannung von  $L = 26,7$  mm.

26,7 mm von der Einspannung angreift. Man sieht, dass bis zu einer Auslenkung, von ca. 2,5 mm bzw. einer Kraft von 2 N das Drahtstück elastisch gebogen wird. Übersteigt die Kraft den Wert 2 N bzw. die Auslenkung 2,5 mm, wird das Drahtstück bleibend verbogen.

Lenkt man das Drahtstück wie in Abbildung 15 gezeigt im Abstand  $L = 26,7$  mm von der Einspannung schwingend aus seiner Ruhelage z. B. um 8 mm aus, d. h. deutlich über die Dehngrenze hinaus, brechen die Drähte abhängig von der Beschädigung bereits bei ca. 450 Zyklen (gelasert), ca. 3500 Zyklen (gelötet) bzw. bei ca. 8500 Zyklen (gekerbt), während der unbeschädigte Draht erst bei ca. 18.000 Zyklen bricht. Verringert man die Last bzw. die Auslenkung auf 6 mm, ertragen die Drähte die Belastung deutlich länger, brechen aber alle noch. Unterhalb 4 mm Auslenkung bricht der Originaldraht bis  $10^6$ -Zyklen nicht mehr, während die beschädigten Drähte alle noch versagen. Vergleichsweise ist in der Abbildung 15 auch ein Drahtstück geprüft worden, das vor der schwingenden Belastung entsprechend DIN 4711 einmal hin- und hergebogen wurde.

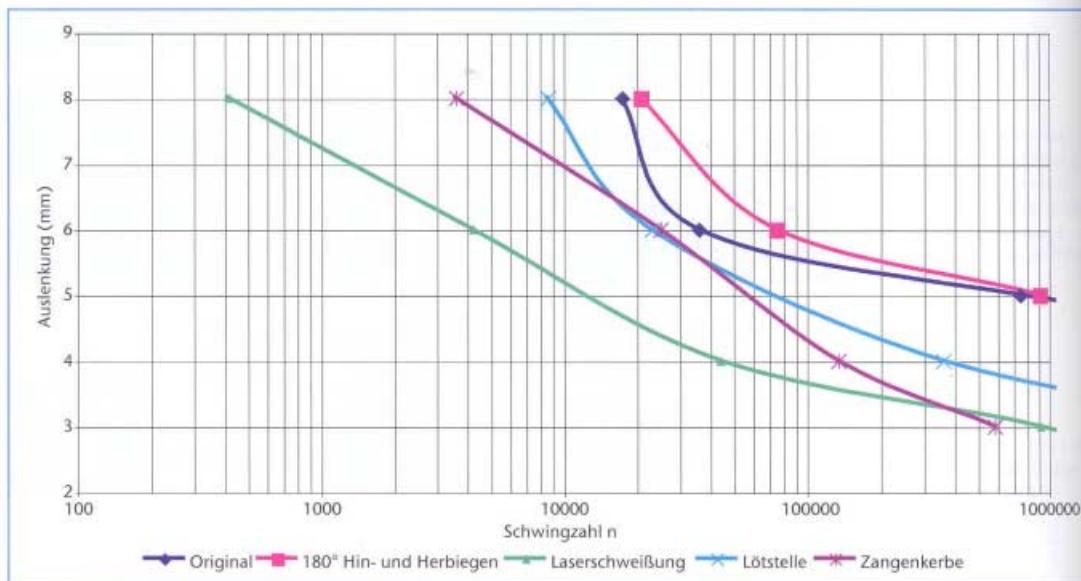


Abb. 15 Wöhlerkurven von unterschiedlich geschädigten Oberflächen von Remanium-Drähten mit Durchmesser  $d = 0,9$  mm. Die entsprechenden Schädigungen sind in Abb. 2 und 12 dargestellt.

Vergleicht man das Biegeweichselfestigkeitsverhalten dieser vier Schädigungen, erkennt man, dass sich die Wöhlerkurven je nach Fehlerart deutlich verändern. Das Bruchverhalten des vor der Belastung einmal um 180 Grad hin- und hergebogenen Drahtes hat sich gegenüber dem Originalzustand sogar geringfügig verbessert, was auf einer Zunahme der Dehngrenze im verformten Bereich zurückzuführen ist. Die Bruchschwingspielzahl N nimmt bei der Zangenkerbung deutlich ab und die Probe kann nicht mehr als dauerfest bezeichnet werden. Die gelötete Probe schneidet noch relativ gut ab. Man muss aber berücksichtigen, dass der Draht an dieser Stelle durch die Wärme entfestigt und weicher wurde bzw. an Plastizität, natürlich unter Verlust an Elastizität, gewonnen hat. Der allseitige Laserbeschuss hat an der gelaserten Stelle das Mikrogefüge des gezogenen Drahtes in ein Gussgefüge umgewandelt, sodass die Zeitstandfestigkeit noch geringer wird als bei der gelöteten Probe. Abbildung 15 zeigt damit, wie kritisch Fehler im Draht werden können und wie schnell sich das Versagensverhalten ändern kann.

Die Bruchmechanik ist eine eigene Wissenschaft mit sehr bedeutenden Auswirkungen auf die Sicherheit unseres Alltags. Wir setzen selbstverständlich voraus, dass man bedenkenlos einen Fahrstuhl benutzen kann. Bei Seilbahnen denken wir schon eher an die Sicherheitsfaktoren. Fahrstuhlseile werden im wesentlichen auf Zug belastet, Seilbahnseile aber auf Zug und Biegung, wodurch die rechnerische Vorhersage und Konstruktion deutlich schwieriger werden. Bei den kieferorthopädischen Apparaturen ist das Sicherheitsrisiko geringer, wenn man mal von der Gefahr des Verschluckens abgebrochener Drahtteile absieht. Die Individualität der einzelnen Apparatur und die handwerkliche Sorgfalt des

#### Bruchvermeidung

Zahntechnikers oder Kieferorthopäden entscheiden letztendlich über die Qualität und die Bruchgefahr bei einer Apparatur.

Deshalb seien hier einige Regeln aufgezählt, die bei der Vermeidung von Brüchen bei Drahtelementen helfen können:

*1. Drahtauswahl*

- Verwenden Sie nur Drähte renommierter Hersteller, die durch langjährige Erfahrung die Qualität ihrer Drähte bewiesen haben.
- Achten Sie darauf, dass Ihnen die Drahtlieferanten die mechanischen Eigenschaften wie Zugfestigkeit, Dehngrenze und Bruchdehnung angeben. Hierfür gibt es seit dem Jahr 1998 eine deutsche Norm (DIN 13971 „Kieferorthopädische Drähte“) und in absehbarer Zukunft auch die ISO-Norm 15841.
- Für federnde Elemente ist rostfreier Stahl Werkstoff-Nr. 1.4310 das Mittel der Wahl. Remanium-Drähte sind aus diesem Werkstoff. Alternativ ist für Nickel-Allergiker auchnickelfreier Stahl, der aber etwas schwierig laserschweißbar ist, verwendbar. Falls die gewünschten therapeutischen Kräfte und der Elastizitätsbereich kleiner sein dürfen, sind auch CoCr-Drähte wie Remaloy sinnvoll, weil sie in der Regel mehr Plastizität besitzen (höhere Bruchdehnung). NiTi-Legierungen sind derzeit nur bei Spiralfedern empfehlenswert, da die individuelle Herstellung von Apparaturen kaum möglich ist.

*2. Oberflächenbeschaffenheit*

- Verwenden Sie nur Drähte mit glatten Oberflächen. Bei Stahl- und CoCr-Drähten sind diamantgezogene Drähte eine unabdingbare Qualitätsanforderung.
- Vermeiden Sie jegliche mechanische Verletzung der Drahtoberfläche insbesondere beim Ausarbeiten einer Plattenapparatur. Besonders kritisch sind Querrieten. Wenn ein Auswechseln nicht möglich ist, muss die Riefe wegpoliert werden.
- Vermeiden Sie Kerben im Draht beim Biegen mit ungeeigneten Zangen.
- Benutzen Sie nur qualitativ einwandfreie Zangen mit unbeschädigten Branchen.

*3. Konstruktionsmerkmale*

- Selbstverständlich sind kieferorthopädische Gegebenheiten bei der Konstruktion der Apparatur genauestens zu beachten. Ein Kauen bzw. ein Aufbiss auf den Drahtelementen ist unbedingt zu vermeiden (vgl. Geis<sup>5</sup>).
- Auch wenn durch langjährige und oft empirische Erfahrung die Drahtabmessungen und die Festigkeitseigenschaften bei Stahldrähten für kieferorthopädische Apparaturen als bekannt vorausgesetzt werden können (vgl. Wirtz<sup>1</sup>), wechseln Sie in kritischen Fällen besser auf den nächst dünneren Draht gleicher Festigkeit oder auch auf einen weniger festen Draht (z. B. hart statt federhart). Im ersten Fall reduzieren Sie zwar dadurch die Kräfte, gewinnen aber an Elastizität. Im zweiten Fall behalten Sie die Kräfte bei, verlieren aber an Elastizität, was durch häufigeres Aktivieren ausgeglichen werden kann. In beiden Fällen verbessert sich die Bruchfestigkeit.
- Die DIN 2088 gibt speziell für Drehfedern Hinweise, die auf Schlaufen, Helix oder Wendeln übertragbar sind. Im einzelnen:
  - Biegeradien sollen mindestens zweimal größer sein als der Drahtdurchmesser, d. h. ein z. B. 1 mm dicker Draht darf nicht enger gewickelt werden als auf einen Dorn mit 4 mm Durchmesser.
  - Beim „Abknicken“ von Drähten darf der Biegeradius nicht kleiner sein als der Drahtdurchmesser.

- Die zulässige Randspannung  $\sigma_{zul}$  an der Drahtoberfläche (abschätzbar mittels Gleichung 2) soll deutlich kleiner als die Zugfestigkeit sein. Die Faustregel lautet:  $\sigma_{zul} \leq 0,7 R_m$ . Die zulässige Randspannung ist damit auch bei Remanium-Drähten kleiner als  $R_{p0,2}$  anzusetzen ( $\sigma_{zul} \leq 0,8 R_{p0,2}$ ).
- Bei Wechselbelastung darf die Hubspannung bei rostfreien Stahldrähten mit Durchmessern im Bereich 0,7–1,2 mm 40 N/mm<sup>2</sup> nicht überschreiten.

Sollte es trotz aller Aufmerksamkeit doch zu einem Bruch der Apparatur kommen, dann lässt sich der Bruch mit den heutigen Methoden des Laserschweißens gut reparieren. Darüber ist von *Hofmann und Lindigkeit* bereits berichtet worden.<sup>6</sup> Da wie anfangs erwähnt, Drähte in der Regel an der Einspannung brechen, weil dort die höchsten Biegespannungen auftreten, ist beim Laserschweißen die Aufdoppelung (Anschweißen eines gleichdicken, parallel angelegten, artgleichen Materials) ein sicherer Weg, die Ausgangsfestigkeit wiederherzustellen.

Kieferorthopädische Apparaturen mit Drahtelementen werden in der Regel federnd belastet. Auch wenn die kieferorthopädisch wirkenden Kräfte klein sind gegenüber den Kräften, die zum Zerreissen eines Drahtes erforderlich sind, können häufige Lastwechsel selbst geringer Amplitude zu einem Ermüdungsbruch führen. Anhand einiger grundlegender Überlegungen zur Biegebelastung und zur Bruchmechanik wurde gezeigt, dass Dauerbrüche meist durch unzureichend Konstruktion und Fehler in der Drahtoberfläche verursacht werden. Gleichzeitig wurde gezeigt, was der Zahntechniker bzw. Kieferorthopäde selbst tun kann, solche Brüche zu vermeiden.

#### Fazit

1. Wirtz, U.: *O-Atlas der kieferorthopädischen Technik*. Dentaurum 2003.
2. *Daskalogiannakis, J.*: (deutsche Ausgabe: *Miethke, R.-R., Sergi, H. G., Sernetz, F.*): *Lexikon kieferorthopädischer Begriffe*. Quintessenz, Berlin 2003.
3. *Sernetz, F.*: *Physikalische und technische Eigenschaften von Drähten für die Kieferorthopädie und Orthodontie* (Teil 1–4). Quintessenz Zahntech 25, 553–560 (Teil 1); 25, 659–674 (Teil 2); 25, 775–789 (Teil 3); 25, 885–894 (Teil 4) (1999).
4. *Tichos, H.* (Hrsg.): *Hütte – Die Grundlagen der Ingenieurwissenschaften*. Springer, Berlin 2000.
5. *Geis, A.*: *Warum brechen bloß die Labos? Gestaltung von bimaxillären Geräten*. Dent Labor XLII, 483–484 (1994).
6. *Hofmann, J., Lindigkeit, J.*: *Festigkeit von lasergeschweißten Drähten für kieferorthopädische Apparaturen*. Quintessenz Zahntech 25, 437–443 (1999).
7. *Blumauer, H., Pusch, G.*: *Technische Bruchmechanik*. Springer, Wien, New York 1982.

#### Literatur

Dr. Friedrich Sernetz  
Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, 75228 Ispringen  
friedrich.sernetz@dentaurum.de

#### Adresse des Verfassers

#### Summary

Wires and parts made of wires are elementary components of removable orthodontic appliances. They often serve as force-releasing sources or as "passive" fixation elements. It is annoying for everyone involved if they break during treatment. Even if no danger of injury exists, the treatment is interrupted. Reworking or remaking the appliance cost time and money. Of course, every time a wire breaks, there is a reason for it. The purpose of this article is to describe possible causes and demonstrate what dental technicians or orthodontists can do when using wires to prevent the breakage.