

5. Ergebnisse

5.1. Implantate

5.1.1. Topographische Verteilung

Die topographische Verteilung der inserierten Implantate (n=602) ist den Abbildungen 20, 21 und 22 zu entnehmen. Die Bezeichnung der Implantationspositionen erfolgte nach dem Zwei-Zahlen-System der FDI. Allgemein ist zu erkennen, dass die Eckzahnpositionen im Unterkiefer (n=67) und die Region der unteren 1. Molaren (n=77) die häufigsten Implantationslokalisationen darstellten (Abb. 20), quantitativ wurde jedoch die Maxilla bevorzugt (n=328).

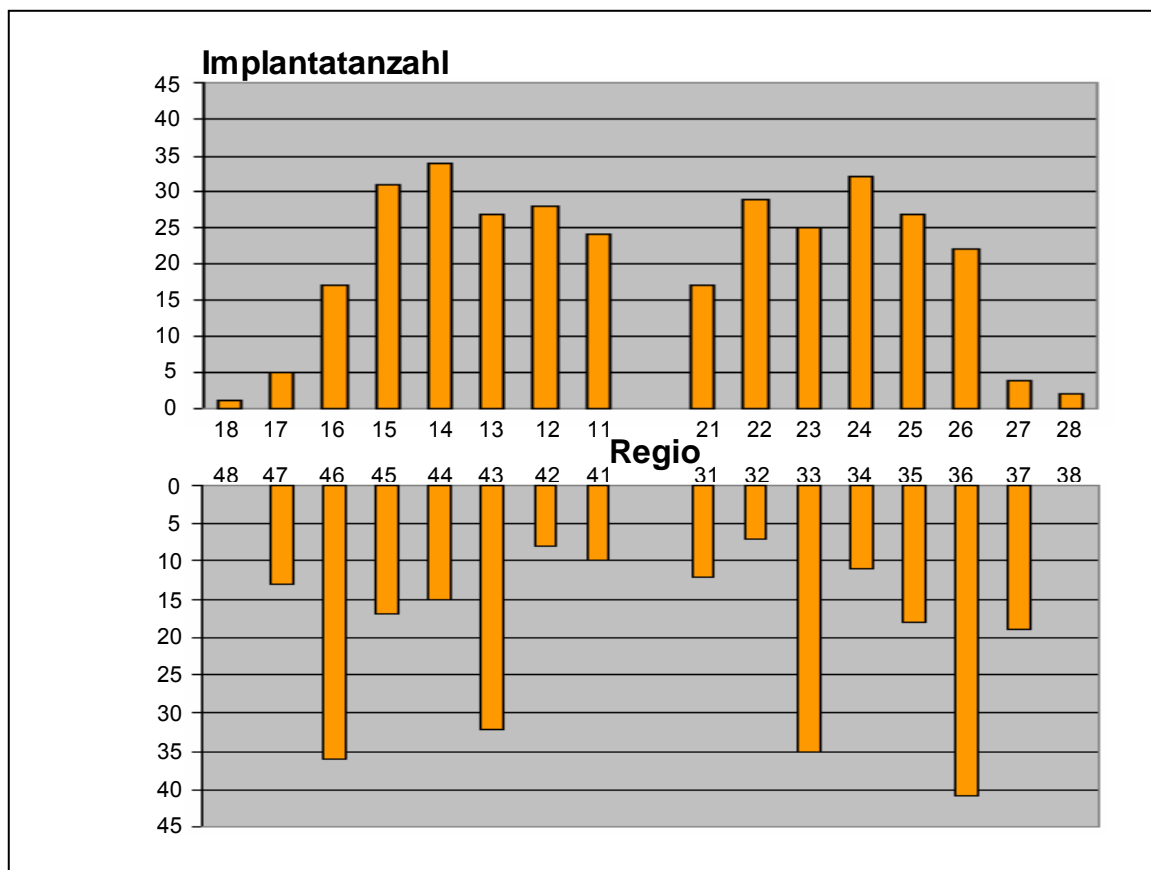


Abb. 20: Die topographische Verteilung aller inserierten Implantate (n=602).

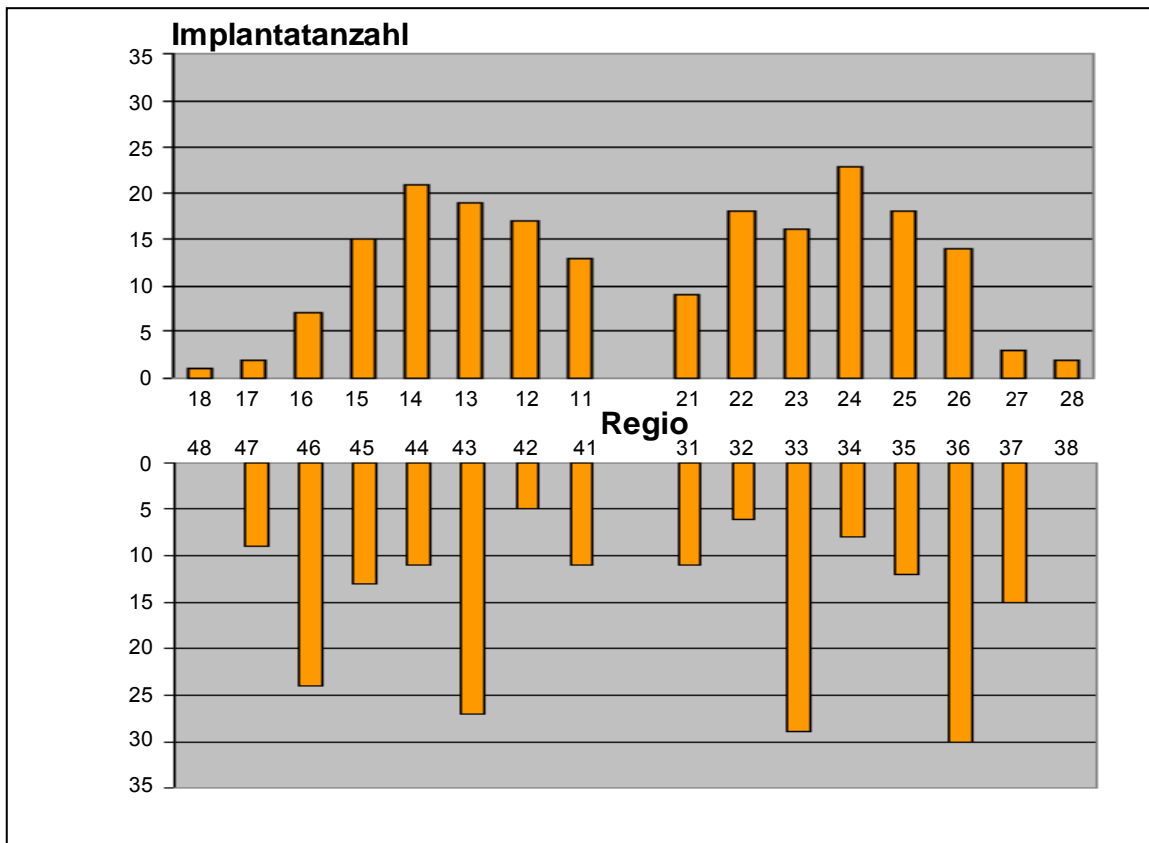


Abb. 21: Die topographische Verteilung der Ankylos®-Implantate (n=408).

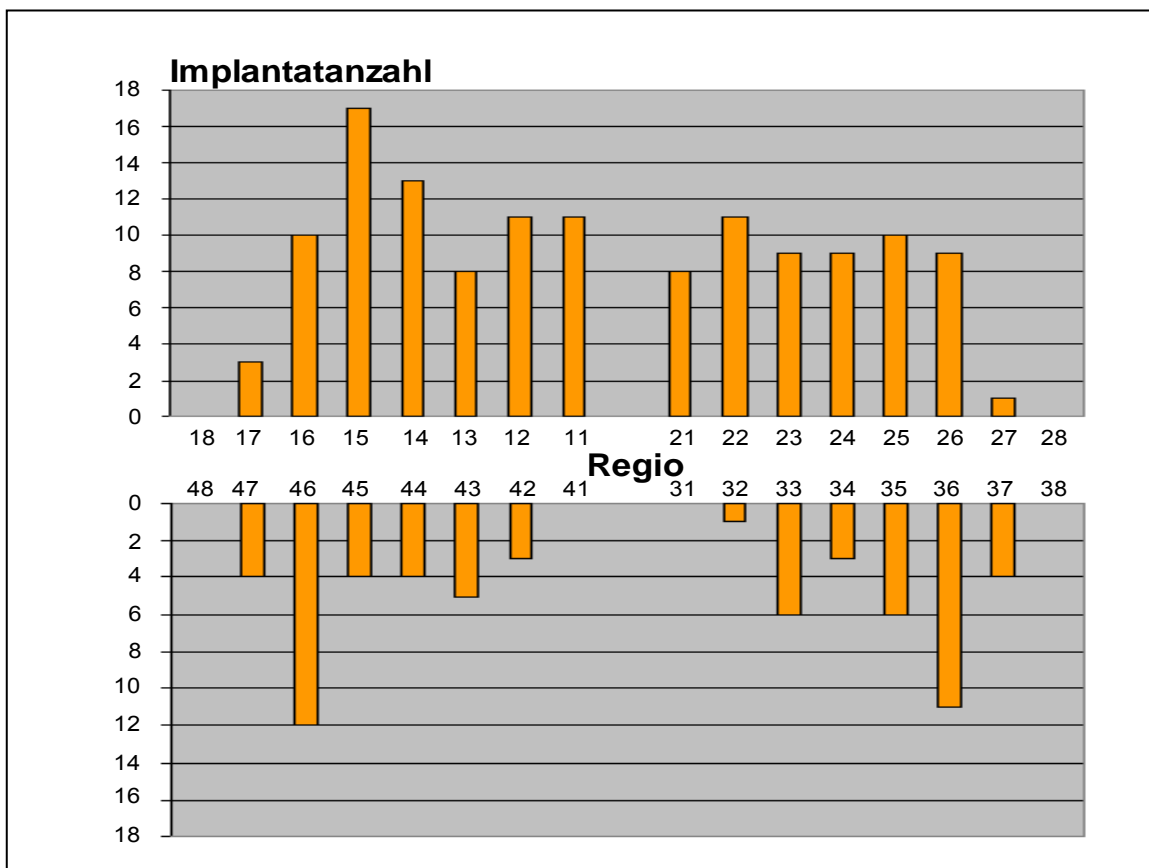


Abb. 22: Die topographische Verteilung der Camlog®-Implantate (n=194).

Beim Ankylos[®]-System wurden 198 Implantate im Oberkiefer und 210 Implantate im Unterkiefer inseriert. Die häufigste Implantatposition war regio 36 mit 30 eingesetzten Implantaten (Abb. 21).

Beim Camlog[®]-System überwog quantitativ die Maxilla mit 130 inserierten Implantaten im Gegensatz zur Mandibula mit 64 Implantaten. Bei diesem System wurde mit 17 Implantaten die regio 15 als häufigste Implantationsposition favorisiert (Abb. 22).

5.1.2. Implantatgrößen

Wie aus den beiden folgenden Graphiken (Abb. 23 und 24) zu entnehmen ist, teilen sich die 602 inserierten Implantate in 408 (=67,8%) vom Typ Ankylos[®] und 194 (=32,2%) vom Camlog[®]-Typ (Rootline) auf. Von den Ankylos[®]-Implantaten kam mit 124 Anwendungen (=30,4%) am häufigsten der Typ A 11 (Ø 3,5 mm / L 11,0 mm) zum Einsatz, bei Camlog[®] mit 30 Verwendungen (=15,5%) der vom Breiten-Längen-Verhältnis in etwa vergleichbare Implantattyp mit dem Durchmesser von 4,3 mm und derselben Länge von 11 mm. Aus den Darstellungen geht hervor, dass beim Camlog[®]-System öfter Implantate mit einem größeren Durchmesser angewendet wurden als beim Ankylos[®]-System.

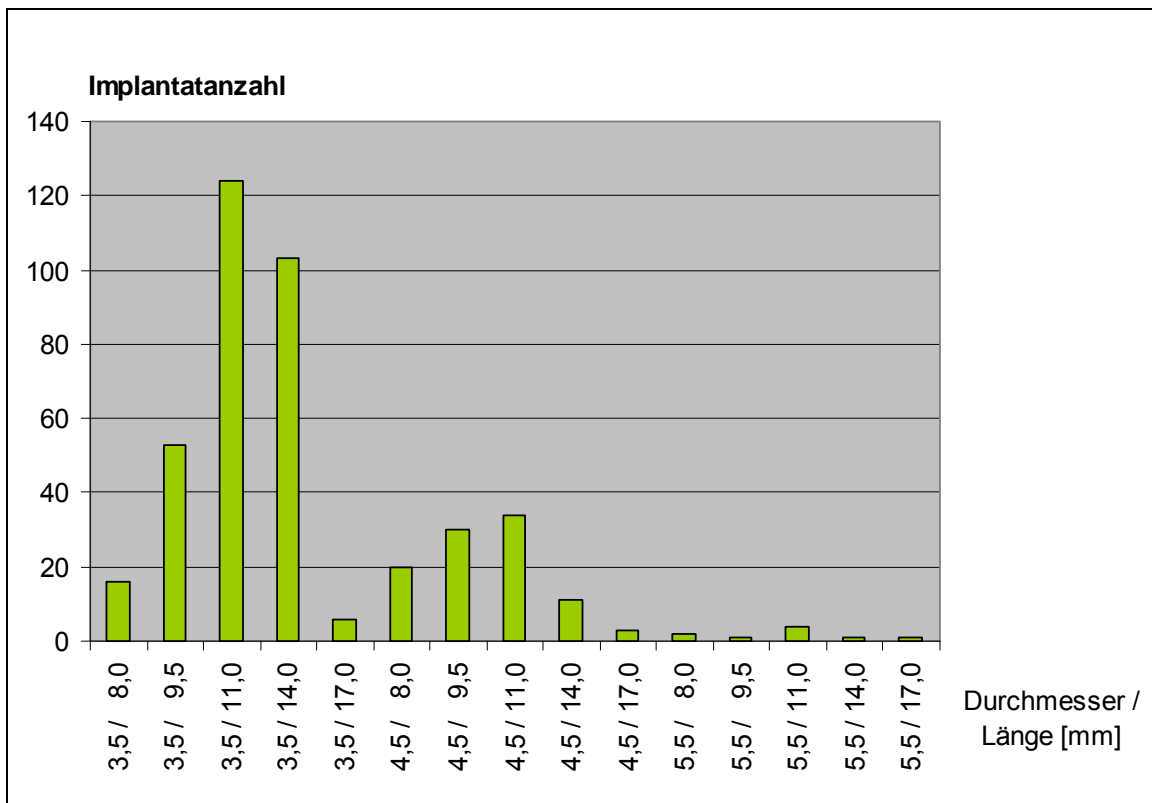


Abb. 23: Anzahl der Ankylos®-Implantate in Bezug auf Durchmesser und Länge (n=408).

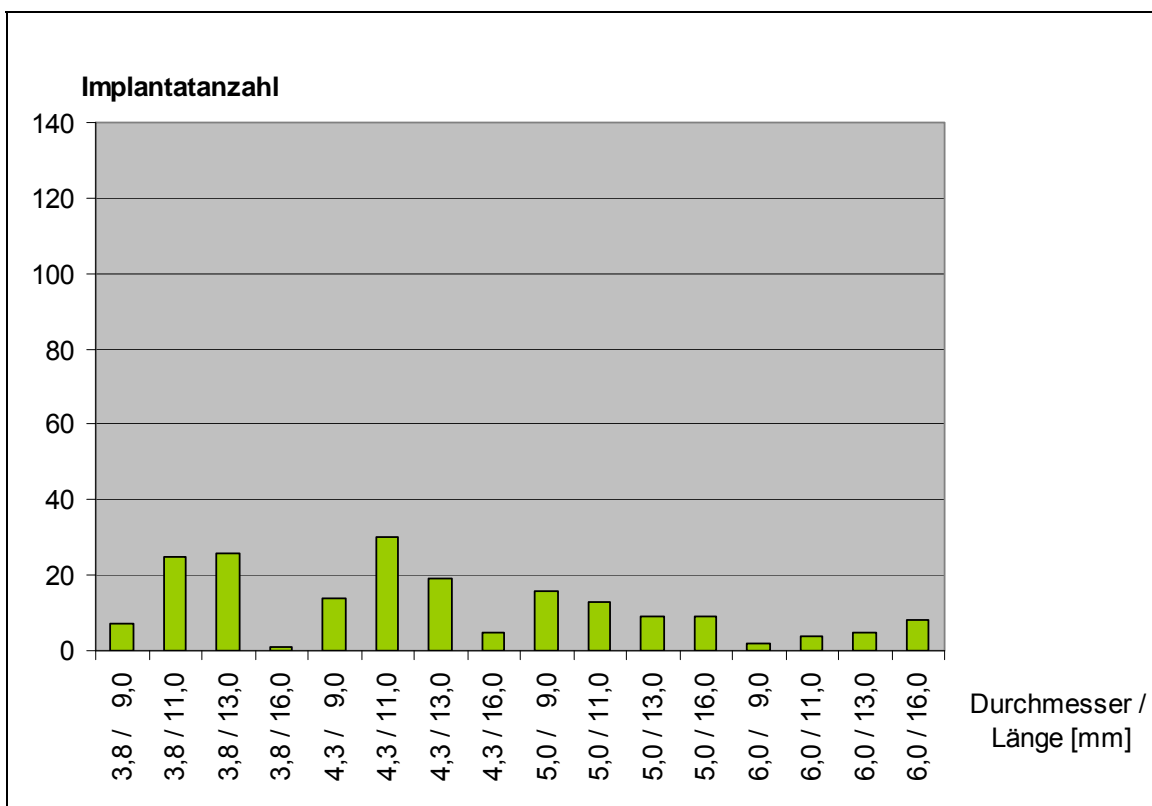


Abb. 24: Anzahl der Camlog®-Implantate in Bezug auf Durchmesser und Länge (n=194).

5.1.3. Verlustrate

Von den 602 inserierten Implantaten gab es bei Abschluss der Studie nach einem Jahr einen Verlust von 9 Implantaten (=1,5%), davon 8 von 408 Ankylos®-Implantaten (=2,0%) und 1 von 194 Camlog®-Implantaten (=0,5%). Bei den 9 Verlusten handelte es sich um 5 Implantate, die direkt nach Insertion prothetisch sofort versorgt und zum Teil auch belastet wurden (3 K-Line-Magnete, 2 provisorische Kronen). Die Verlustrate für die prothetisch sofort versorgten Implantate betrug 15,2% im Gegensatz zur Verlustrate von 0,7% bei Implantaten mit Spätbelastung. In vier Fällen waren drei der Patienten starke Raucher (mit bis zu 30 Zigaretten pro Tag), in einem Fall wurde eine externe Sinusbodenelevation (SBEA) mit alloplastischem Knochenersatzmaterial (KEM) vorgenommen. Keines der verloren gegangenen Implantate wurde in Knochen der Qualitätsklasse 4 inseriert und nur bei einem Implantat lag sehr kompakter Knochen der Klasse 1 als Implantatbett vor (Tab. 19).

Tab. 19: Implantatverluste innerhalb eines Jahres geordnet nach Inkorporationszeit

d	Regio	Knochenqualität	Genus	Zigaretten / d	Implantat (Ø / L) [mm]	Eindrehmoment [Ncm]	RFA post-op [ISQ]	Sofortversorgung	augm. Maßnahmen
20	15	D2	m	15	Camlog (4,3 / 11)	9,1	68	prov. Krone	--
56	44	D2	m	--	Ankylos (3,5 / 17)	--	67	Magnet	--
77	24	D3	w	--	Ankylos (5,5 / 11)	20,3	--	Magnet	--
78	33	D1	w	--	Ankylos (3,5 / 11)	30,1	--	Magnet	--
79	45	D2	w	--	Ankylos (3,5 / 9,5)	--	68	prov. Krone	--
96	25	D2	w	15	Ankylos (4,5 / 9,5)	23,8	--	--	--
131	15	D2	w	15	Ankylos (4,5 / 9,5)	30,8	--	--	--
225	26	D3	m	30	Ankylos (5,5 / 8)	--	50	--	Einzeitige lat. Augmentation ohne GBR
235	26	D2	m	--	Ankylos (4,5 / 8)	--	68	--	SBEA intern

Abbildung 25 stellt die lokale Verteilung der Explantationsorte dar, wobei der Oberkiefer mit 6 von 9 verloren gegangenen Implantaten (=66,7%) häufiger als der Unterkiefer betroffen war. Dabei ist erkennbar, dass es sich bei fast allen Positionen um posteriore Regionen handelte.

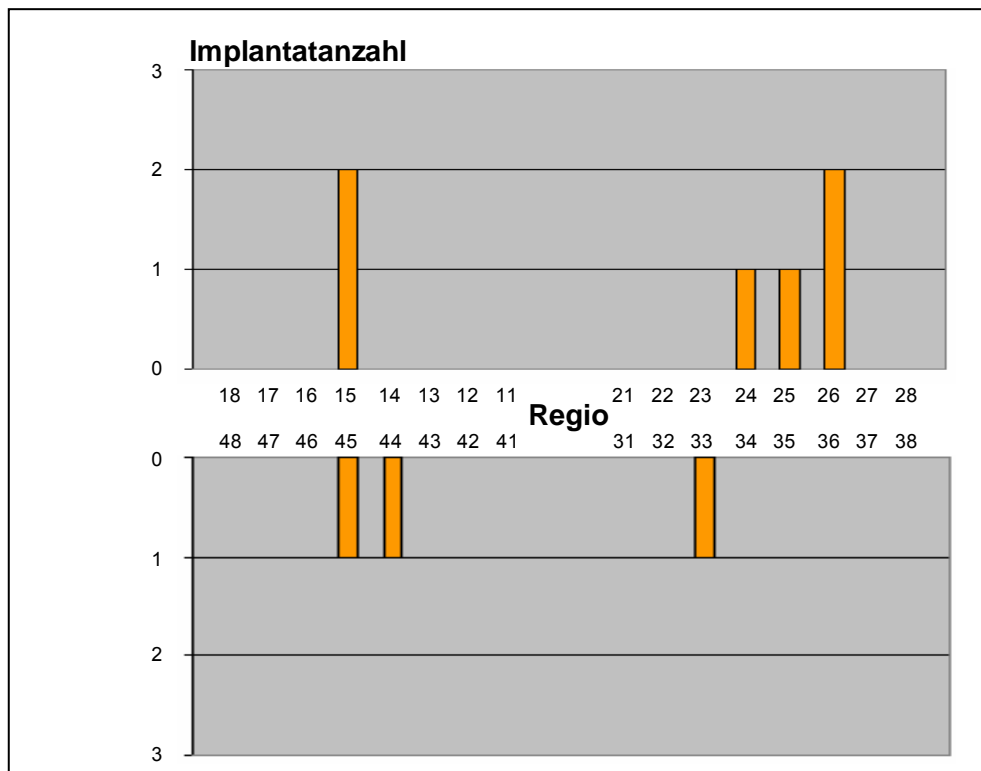


Abb. 25: Die topographische Verteilung der Implantatverluste (n=9).

5.2. Implantateindrehmoment

5.2.1. Drehmomentverlaufskurven

5.2.1.1. Implantatsysteme

Aufgrund der unterschiedlichen Implantatgeometrie der zwei Implantatsysteme, verschiedener Oberflächenstruktur und differenziertem Durchmesser-Längen-Verhältnis kommt es bei der graphischen Darstellung der Verläufe des Drehmomentes aller Implantate eines Systems zu einem abweichenden Bild (Abb. 26 und 27). Dabei symbolisieren die verschiedenen Farben wie auch in den folgenden Graphiken jeweils die Drehmomentverlaufskurve eines Implantates.

Auffällig ist, dass in beiden Systemen ein kurzer und sehr hoher Anstieg des Drehmomentes (Peak) auf 178,5 Ncm erfolgt. Beim Ankylos[®]-System ist dies etwa zum Zeitpunkt der 22. und von der 30.-33. Sekunde zu beobachten, beim Camlog[®]-System kontinuierlich circa von der 3.-47. Sekunde. Eine initiale transiente Oszillationskurve war nirgends festzustellen.

Beim Ankylos[®]-System (Abb. 26) erkennt man, dass die Dauer der Insertionszeit und die Größe des maximalen Drehmomentes mit steigendem Durchmesser abnimmt. Jedoch sind die Verläufe der Drehmomentkurven sehr unterschiedlich. In den Kurven des größten Durchmessers 5,5 mm war der Verlauf nahezu linear, wobei in den Kurven von kleineren Durchmessern unabhängig von der Implantatlänge meist ein deutlicher Drehmomentanstieg kurz vor dem Erreichen der korrekten Insertionstiefe zu beobachten war. Auffällig war, dass ein Drehmomentspitzenanstieg von 178,5 Ncm nur in Drehmomentkurven vom kleinsten Durchmesser 3,5 mm (in den Längen 11 mm, 14 mm, 17 mm) und einmal bei 4,5 mm (Länge 8 mm), nicht aber bei größeren Implantatdurchmessern auftrat.

Betrachtet man die Drehmomentkurven der Implantate des Camlog[®]-Systems (Abb. 27), so lassen sich einige Unterschiede zu den Kurven des Ankylos[®]-Systems erkennen. Hierbei ist bei abnehmendem Implantatdurchmesser keine Verminderung der Insertionszeit festzustellen, auch die maximal erreichte Drehmomentgröße verkleinert sich nicht in Abhängigkeit von Durchmesser oder Länge des Implantates. Die Kurven verlaufen in annähernd allen Varianten nahezu linear und ein deutlicher Anstieg des Drehmomentes beim Erreichen der korrekten Insertionstiefe ist selten zu verzeichnen. Auch beim Camlog[®]-System kommt es zu einem deutlichen Drehmomentanstieg bis zu maximal 175,8 Ncm. Allerdings ist dieser nicht wie beim Ankylos[®]-System fast ausschließlich auf die Implantatgrößen mit einem kleinen Durchmesser beschränkt.

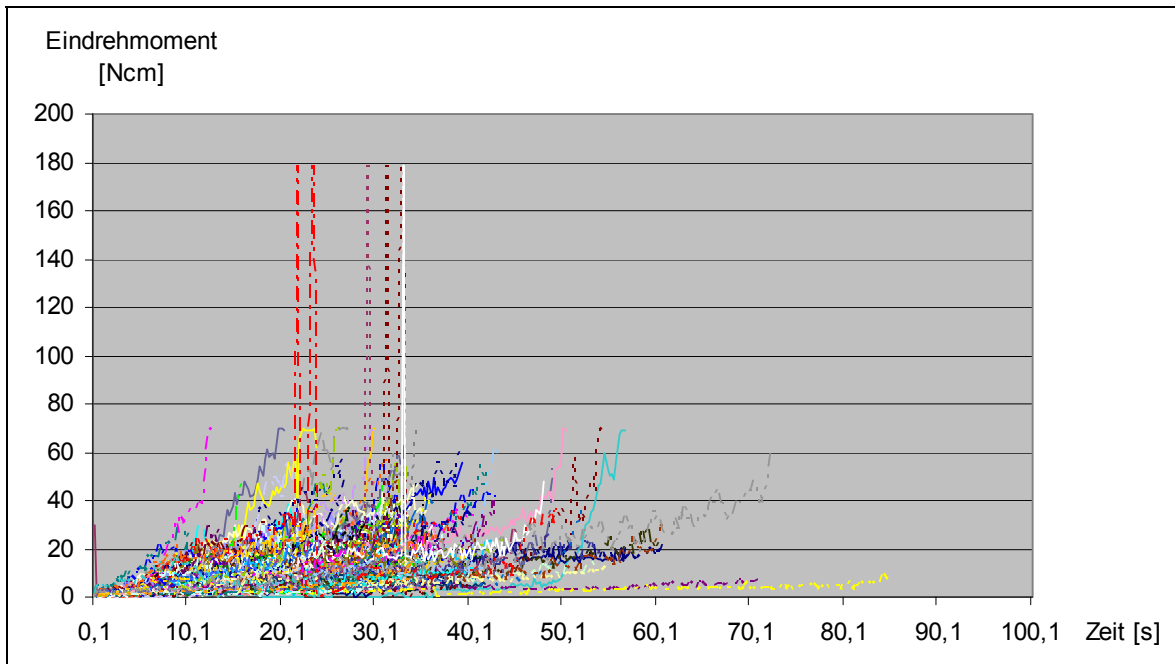


Abb. 26: Darstellung der Drehmomentverlaufskurven aller Ankylos[®]-Implantate (n=408).

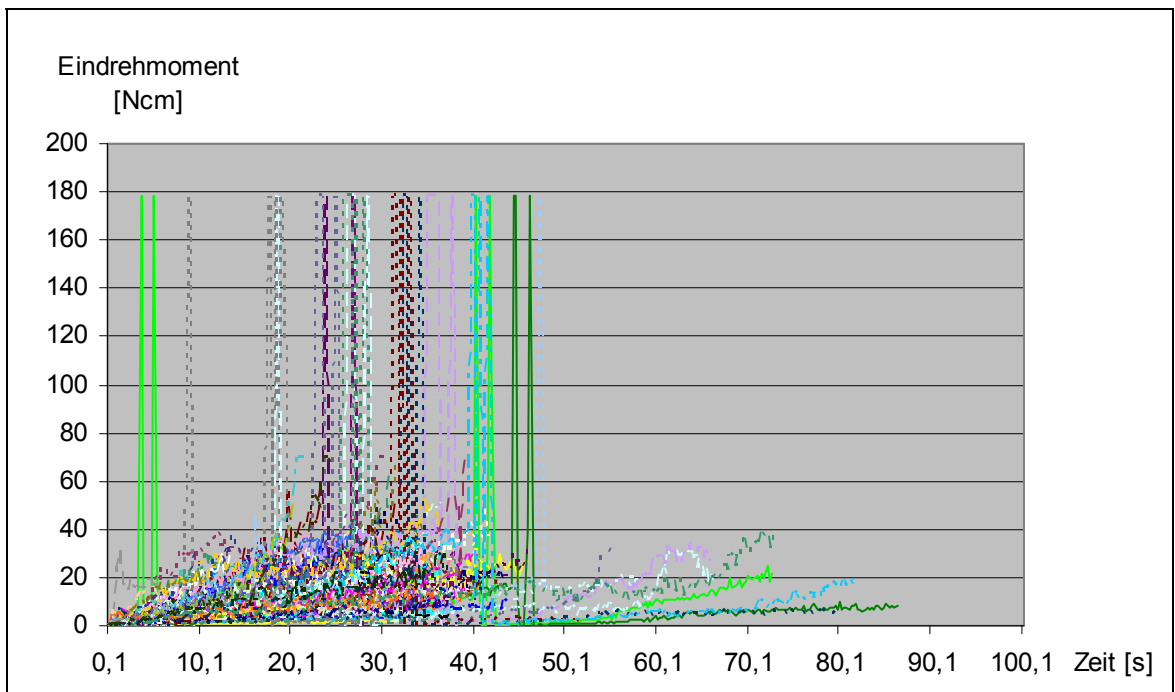


Abb. 27: Darstellung der Drehmomentverlaufskurven aller Camlog[®]-Implantate (n=194).

Die Abbildungen 28 und 29 geben den relativen Verlauf der Drehmomentkurven nach Normalisierung der Werte für das jeweilige Implantatsystem wieder. Dabei stellt der Rhombus den jeweiligen Mittelwert zwischen den Zehnerpotenzen und der Federbalken den Bereichen der Standardabweichungen dar. Wie aus den beiden Diagrammen mit dem jeweils s-förmigen Kurvenverlauf ersichtlich, ist bei beiden Abbildungen bis ca. 35% und ab etwa 65% der Eindrehzeit ein relativ starker Kurvenanstieg zu verzeichnen, was auf einen erhöhten Kraftaufwand bei der Implantatinserterion zurückzuführen ist. Im Mittelstück findet sich bei beiden Systemen ein abgeflachter Kurvenverlauf, welcher auf geringeren Widerstand mit niedrigeren Drehmomentwerten beruht. Die Streuungen der Standardabweichungen sind dabei relativ groß, da das maximal aufgetretene Drehmoment nicht immer mit dem Endwert identisch war.

In der Abbildung 30 sind die jeweils resultierenden Mittelwerte beider Implantatsysteme in einem Diagramm dargestellt. Am Beginn und am Ende des Eindrehvorganges sind die Werte beider Systeme nahezu identisch. Aus dem differnten medianen Kurvenbereich ist ersichtlich, dass beim Camlog®-System im Gegensatz zum Ankylos®-System ein höheres Drehmoment erforderlich ist.

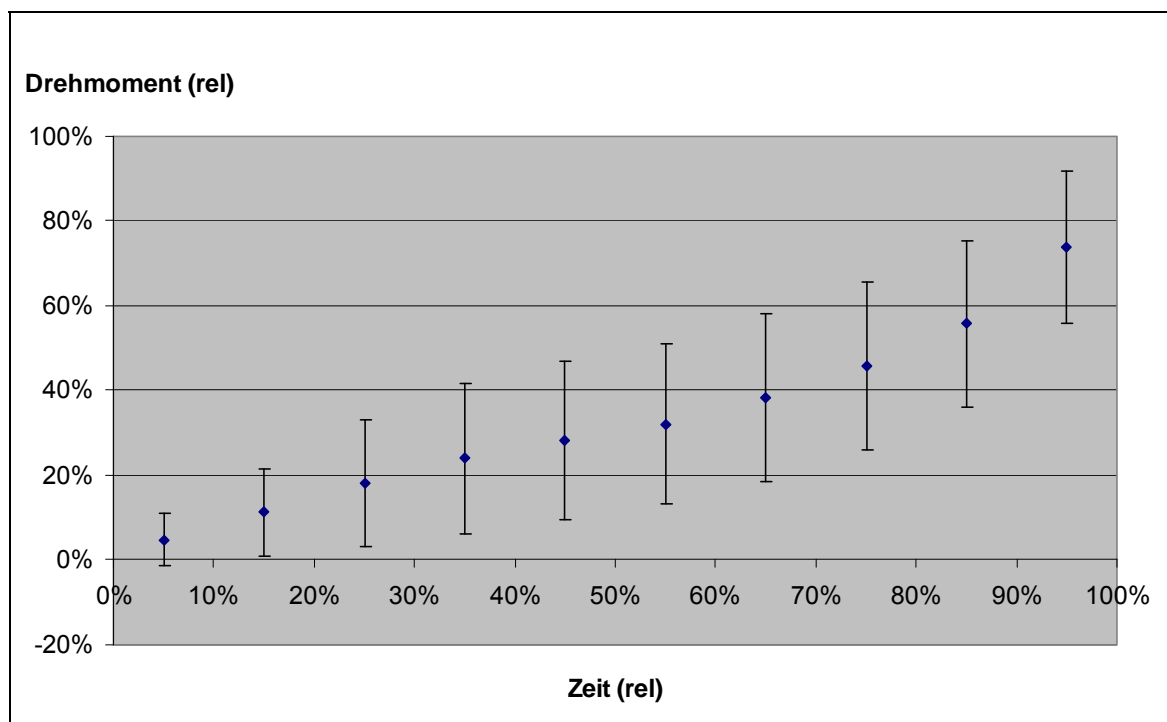


Abb. 28: Federbalkendarstellung des relativen Verlaufs der Drehmomentkurven aller Ankylos®-Implantate (n=408) mit Mittelwerten und Standardabweichungen.

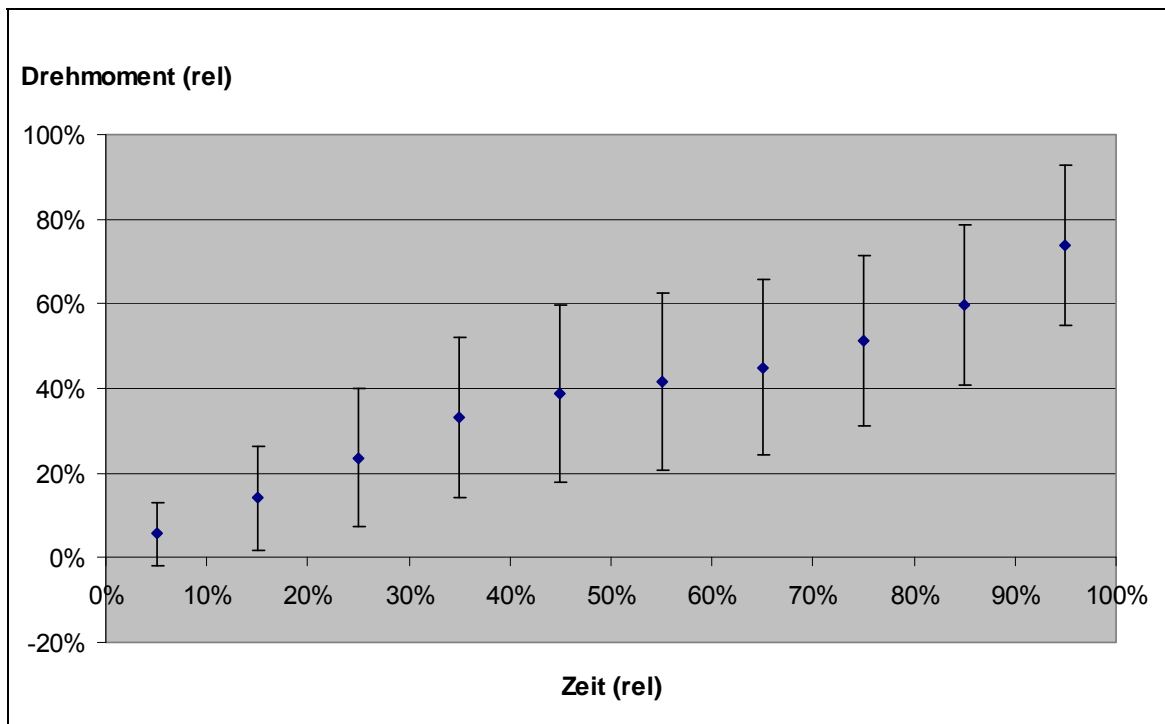


Abb. 29: Federbalkendarstellung des relativen Verlaufs der Drehmomentkurven aller Camlog[®]-Implantate (n=194) mit Mittelwerten und Standardabweichungen.

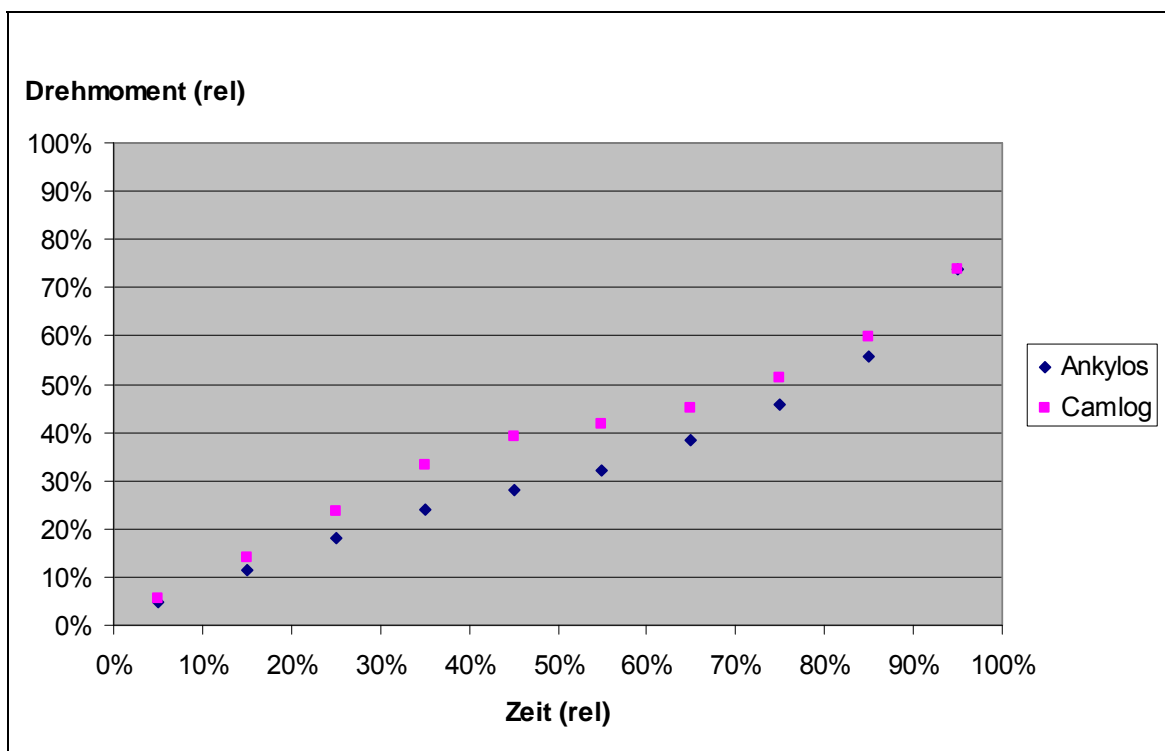


Abb. 30: Darstellung der Mittelwerte der Drehmomentkurven aller Ankylos[®]- und Camlog[®]-Implantate im relativen Verlauf.

Um den Unterschied zwischen den beiden untersuchten Implantatsystemen hinsichtlich des Drehmomentwertes genauer zu verdeutlichen, spiegelt Abbildung 31 die relative Differenz des Drehmomentes während der Implantatinsertion beider Systeme wieder. Die Grafik veranschaulicht, dass die Anfangs- und besonders die Endwerte nahezu identisch sind, die größten relativen Abweichungen voneinander (10,8%) sich jedoch auf etwa der Hälfte (45%) der relativ zurückgelegten Insertionszeit zeigen. Insgesamt ergibt sich dabei annähernd das Bild einer Gauß'schen Glockenkurve.

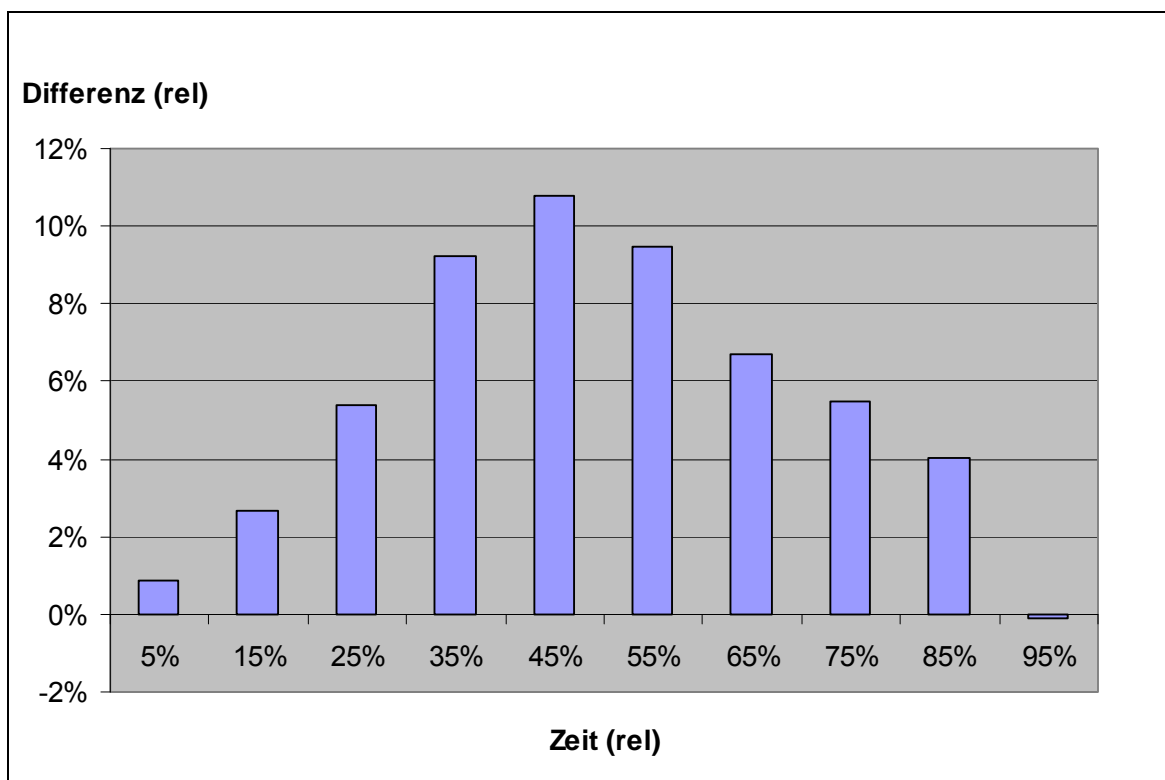


Abb. 31: Relative Differenzen zwischen den Mittelwerten des Drehmomentes während der Insertion aller Ankylos[®]- und Camlog[®]-Implantate.

Stellt man die Drehmomentverläufe eines im Durchmesser-Längen-Verhältnis in etwa vergleichbaren Implantattyps beider Systeme gegenüber, so erkennt man die eher konkaven Kurven beim Ankylos[®]-System (Abb. 32) mit deutlichem Anstieg des Drehmomentes kurz vor Erreichen der korrekten Insertionstiefe. Im Gegensatz dazu hat das Camlog[®]-System (Abb. 33) nahezu lineare Kurvenverläufe ohne terminalen Wertanstieg mit geringeren Drehmomentmaxima.

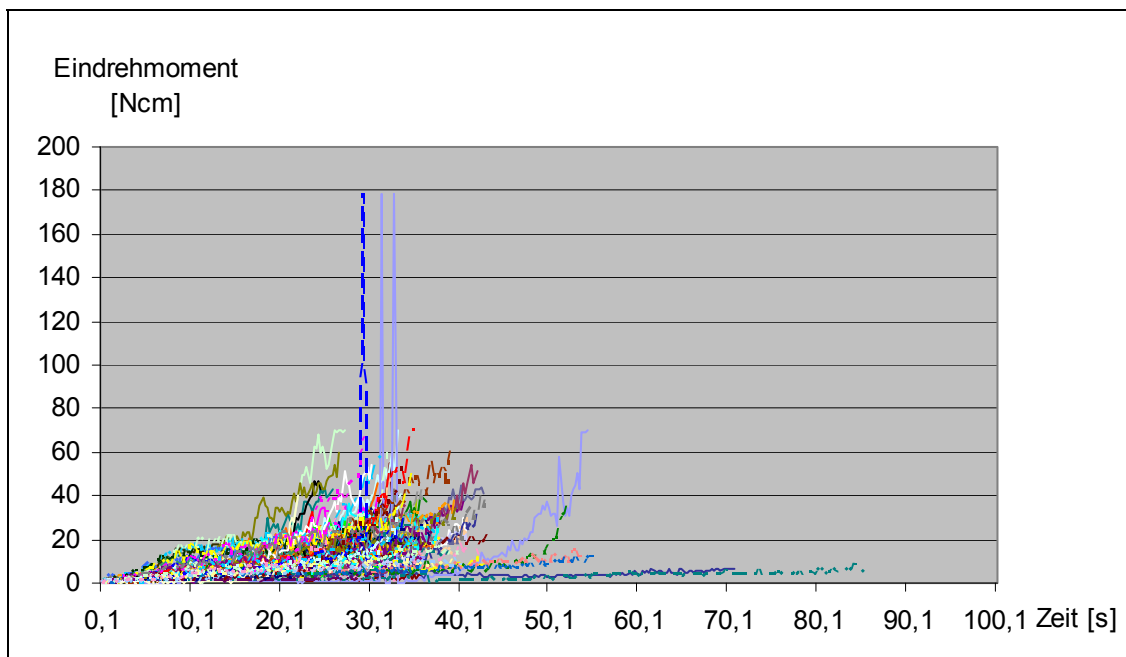


Abb. 32: Drehmomentverläufe Ankylos[®]-Implantate (Ø 3,5 mm / Länge 11 mm) (n=124).

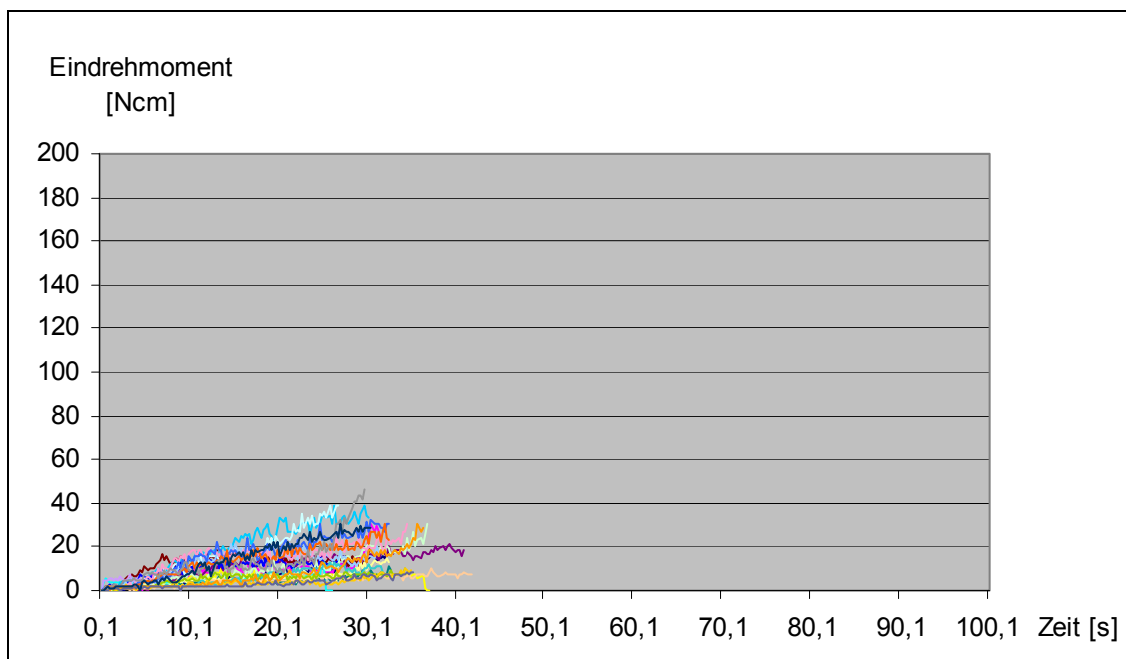


Abb. 33: Drehmomentverläufe Camlog[®]-Implantate (Ø 3,8 mm / Länge 11 mm) (n=25).

5.2.1.2. Knochenqualität

Differenziert man die Kurven nach Knochenqualität und Lokalisation, erkennt man erwartungsgemäß höhere Drehmomentwerte und eine längere Insertionsdauer im harten, kompakteren D1-Knochen (Abb. 34 und 36) und in der Mandibula (Abb. 39 und 41) bei beiden Systemen, währenddessen die flacheren Kurvenverläufe mit kürzerer Insertionszeit im weichen, spongioseren D4-Knochen (Abb. 35 und 37) und in der Maxilla (Abb. 38 und 40) für geringere Drehmomentwerte und reduzierte Primärstabilität sprechen. Die Abbildungen beschränken sich auf die Darstellung der Knochenqualitäten D1 und D4, da nur diese vom Operateur sicher zu differenzieren sind [TRISI und RAO 1999].

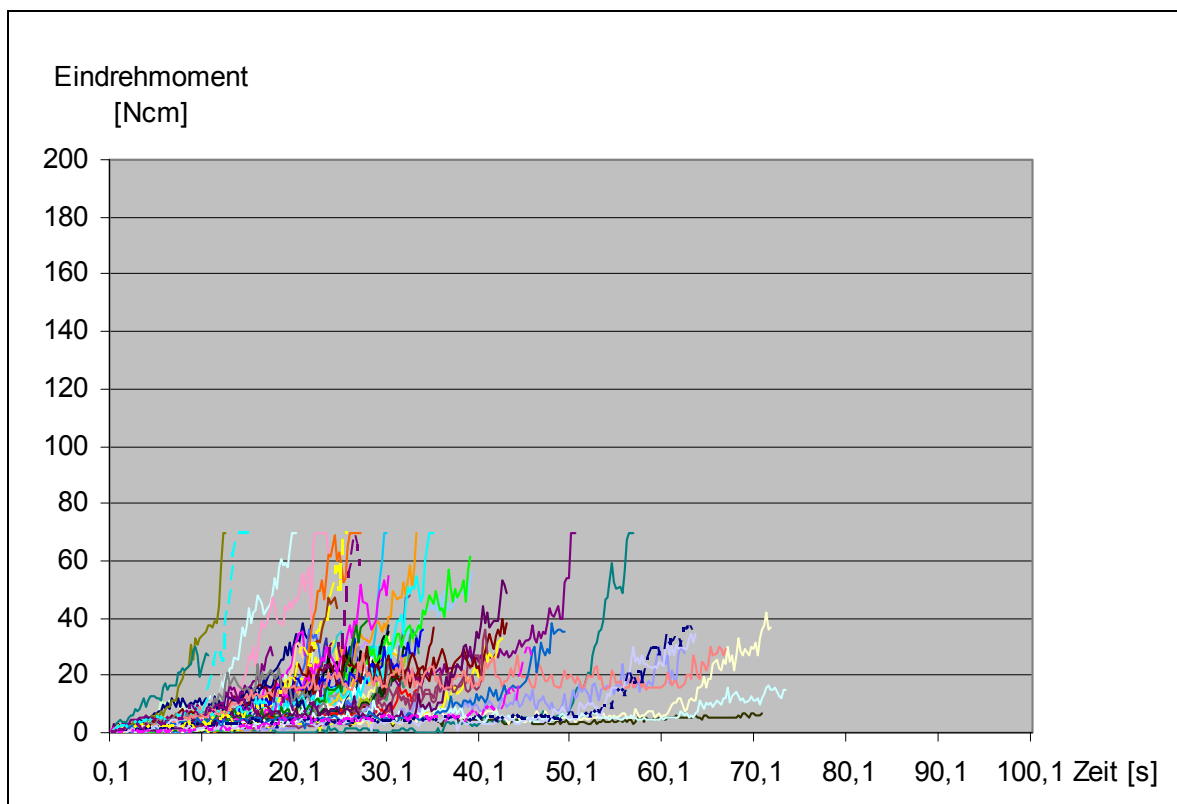


Abb. 34: Drehmomentverläufe Ankylos®-Implantate inseriert in D1-Knochen (n=60).

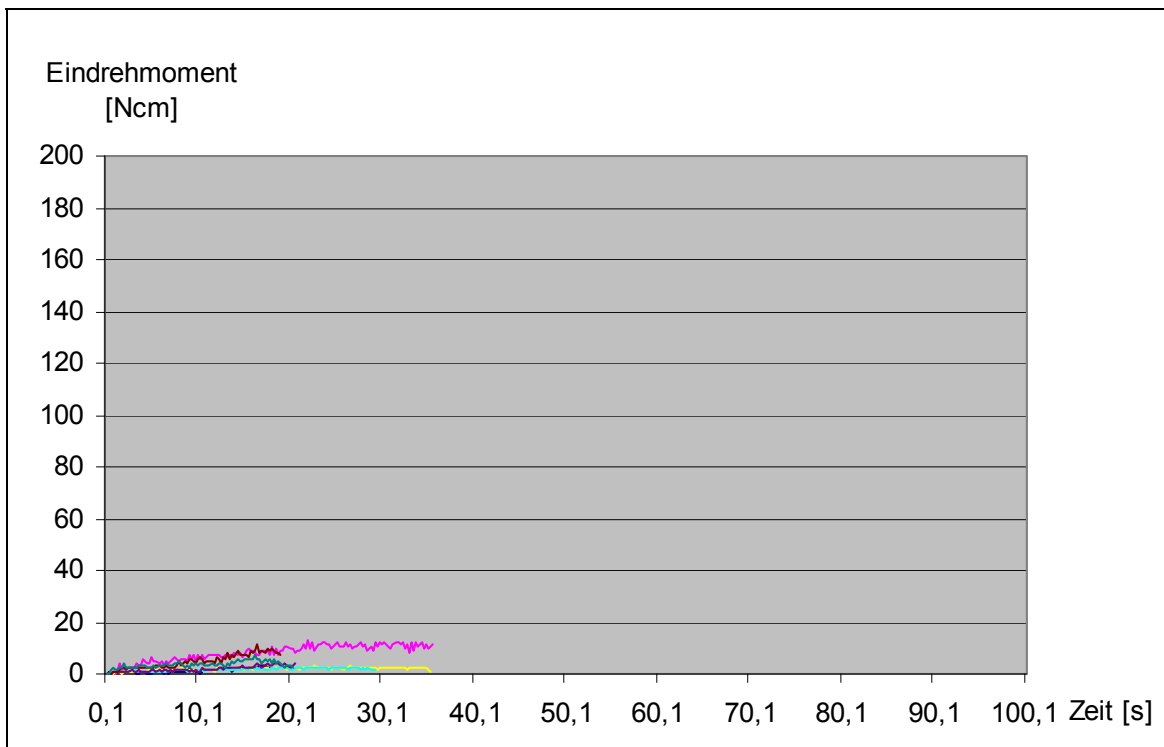


Abb. 35: Drehmomentverläufe Ankylos®-Implantate inseriert in D4-Knochen (n=7).

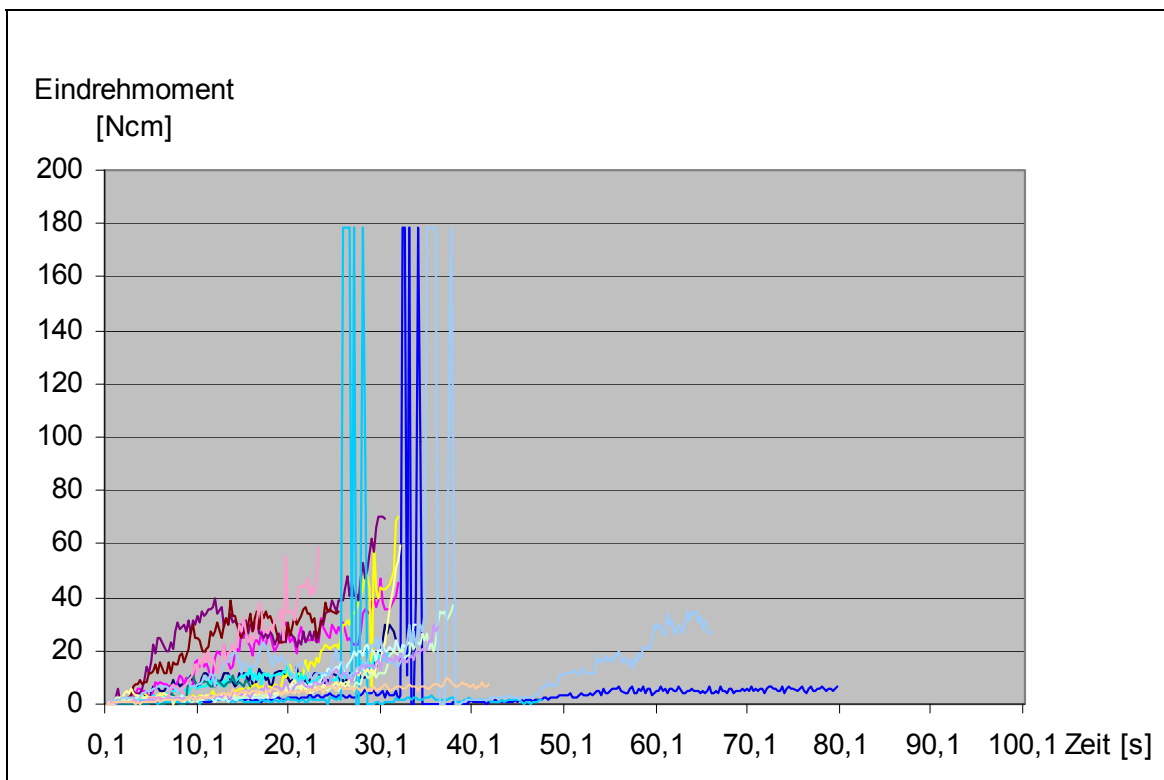


Abb. 36: Drehmomentverläufe Camlog®-Implantate inseriert in D1-Knochen (n=16).

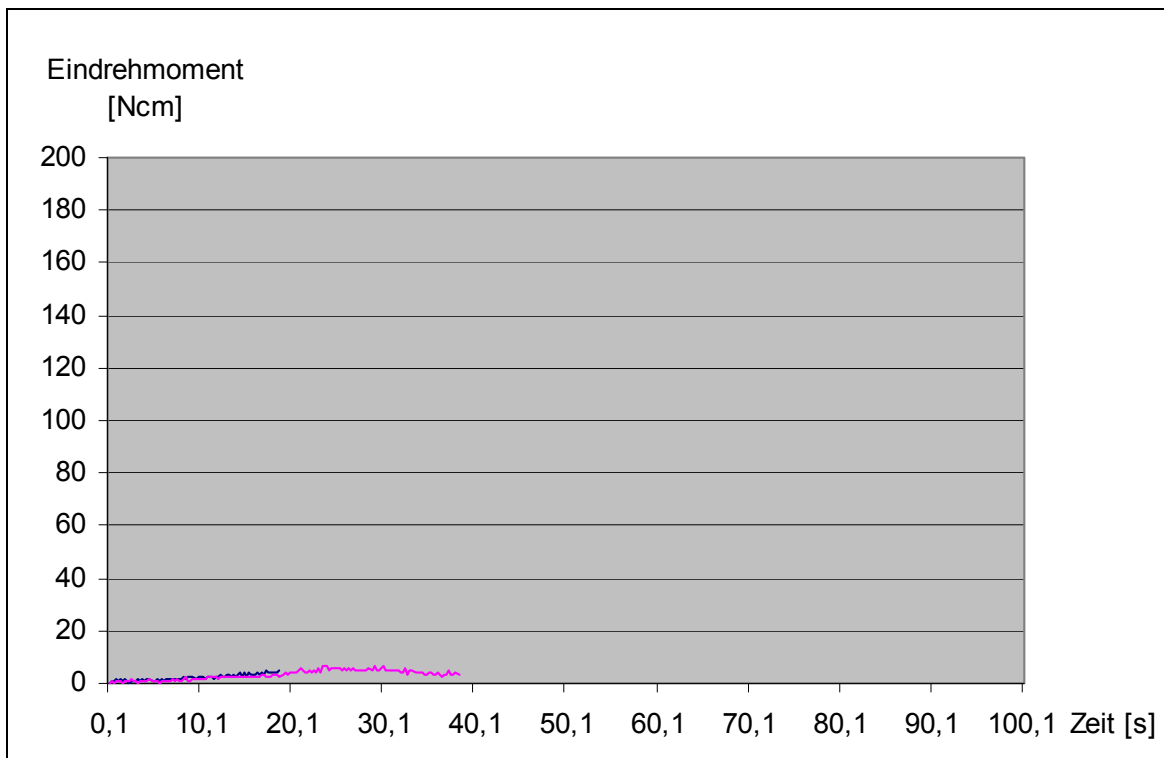


Abb. 37: Drehmomentverläufe Camlog®-Implantate inseriert in D4-Knochen (n=2).

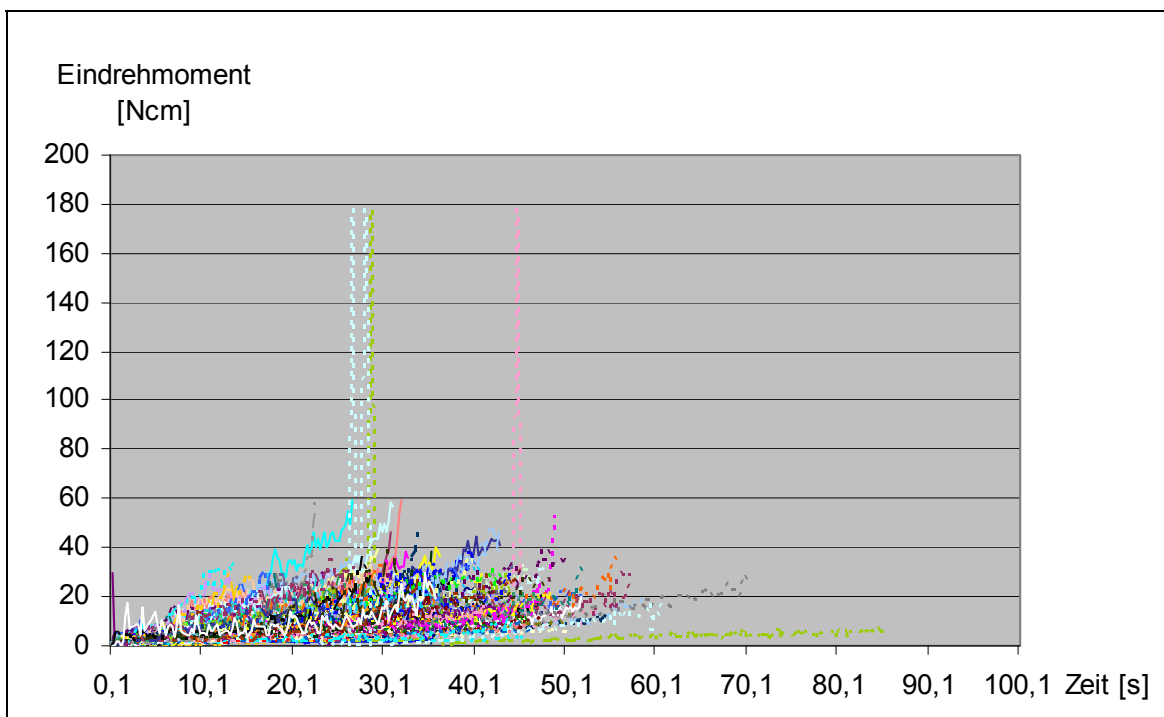


Abb. 38: Drehmomentverlaufskurven der Ankylos®-Implantate im Oberkiefer (n=198).

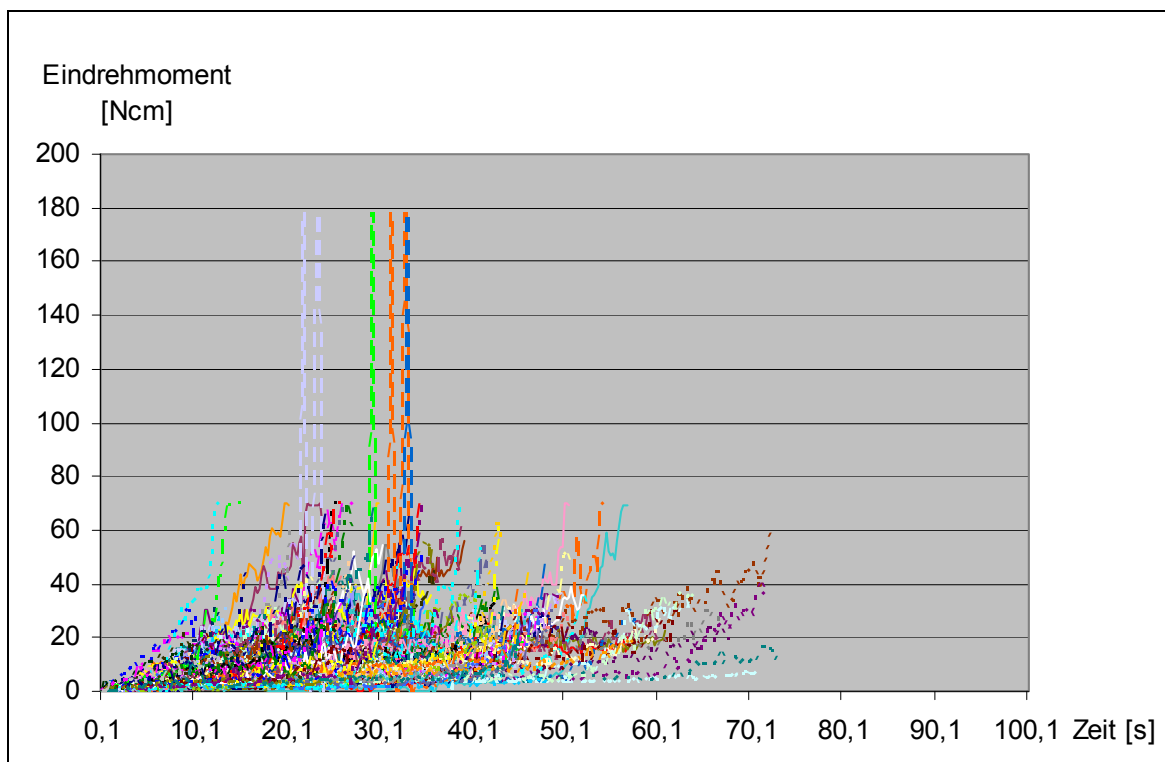


Abb. 39: Drehmomentverlaufskurven der Ankylos[®]-Implantate im Unterkiefer (n=210).

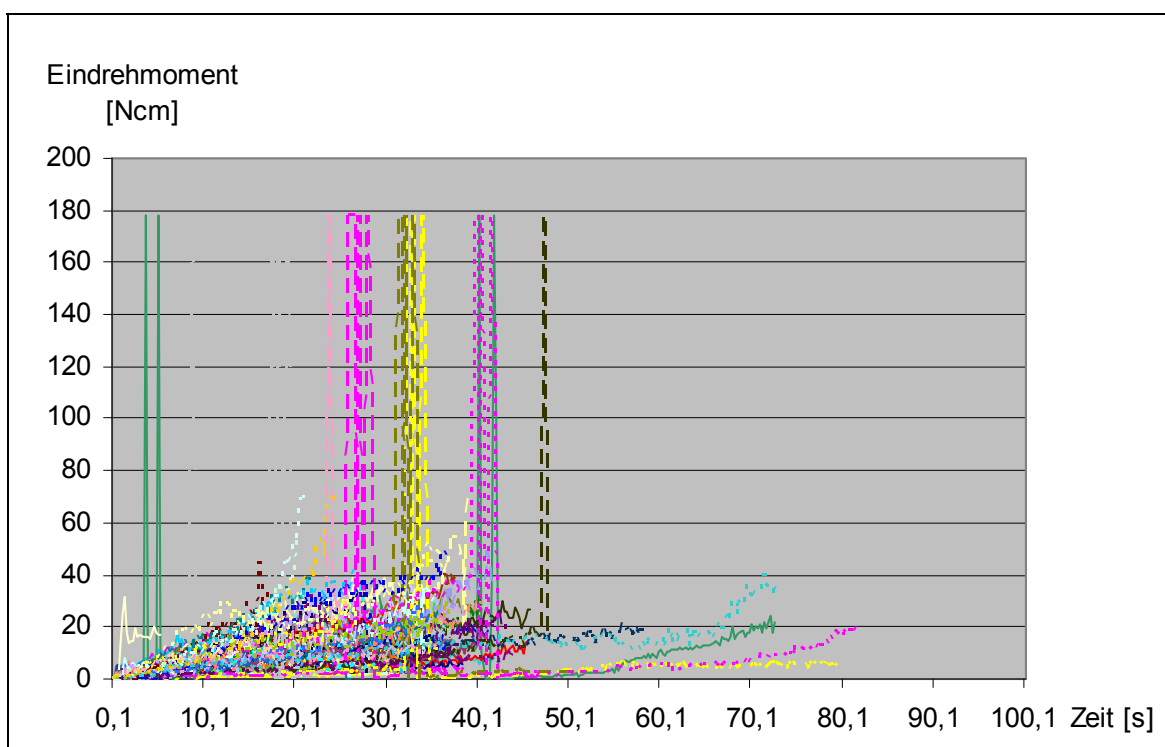


Abb. 40: Drehmomentverlaufskurven der Camlog[®]-Implantate in der Maxilla (n=130).

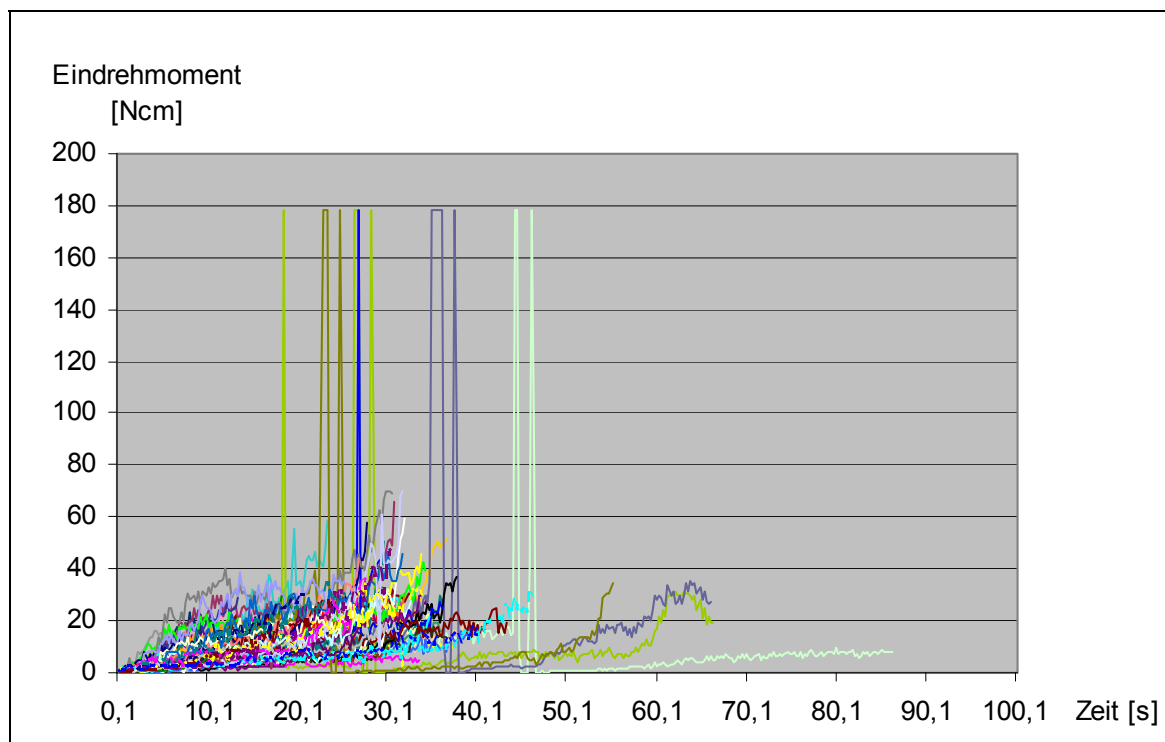


Abb. 41: Drehmomentverlaufskurven der Camlog[®]-Implantate in der Mandibula (n=64).

Beim Camlog[®]-System lässt sich hinsichtlich der Größe des Implantateindrehmomentes zwischen Maxilla und Mandibula keine signifikante Differenz darstellen. Der Drehmomentspitzenanstieg tritt sowohl im Ober-, als auch im Unterkiefer auf, wobei im Gegensatz zum Ankylos[®]-System hierbei im Oberkiefer die Häufigkeit minimal dominiert.

5.2.2. Drehmomentmaxima

Zunächst wurden von allen 602 Implantaten die Drehmomentmaxima beider Implantatsysteme verglichen. Das Ankylos[®]-System wies insgesamt mit 28,8 Ncm einen etwas höheren Mittelwert auf als das Camlog[®]-System mit 25,9 Ncm, wobei der Unterschied mit $p=0,025$ statistisch signifikant war (Tab. 20). Die Knochenqualität spielt bei den Mittelwertbetrachtungen eine entscheidende Rolle, so dass eine Unterteilung der Werte in drei Gruppen erfolgte (Tab. 20, Abb. 42). Da davon auszugehen ist, dass nur die Knochentypen D1 und D4 durch den Bohrwiderstand eindeutig differenziert werden können, eine klinische Unterscheidung zwischen den am häufigsten auftretenden mittleren Knochenqualitäten

D2 und D3 aber nicht sicher möglich ist [TRISI und RAO 1999], wurden die beiden Knochenqualitäten D2 und D3 analog zur Studie von NORTON und GAMBLE 2001 in einer Gruppe zusammengefasst.

Tab. 20: Mediane, Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der Drehmomentmaxima [Ncm] beider Implantatsysteme unterteilt hinsichtlich der intraoperativ gefühlten Knochenqualität (nach MISCH 1990) (t-Test, $p < 0,05$)

Knochenqualität	n	Ankylos® (Σ 408)			Camlog® (Σ 194)			Signifikanz (p)
		Median [Ncm]	MW [Ncm]	± SD	Median [Ncm]	MW [Ncm]	± SD	
D1	75	35,0	41,2	16,4	36,1	35,9	21,6	0,504
D2 / D3	518	26,9	27,1	13,8	23,8	25,2	13,4	0,161
D4	9	4,2	6,5	3,9	5,9	6,0	1,1	0,667
Σ	602	30,1	28,8	15,2	24,9	25,9	14,6	0,025

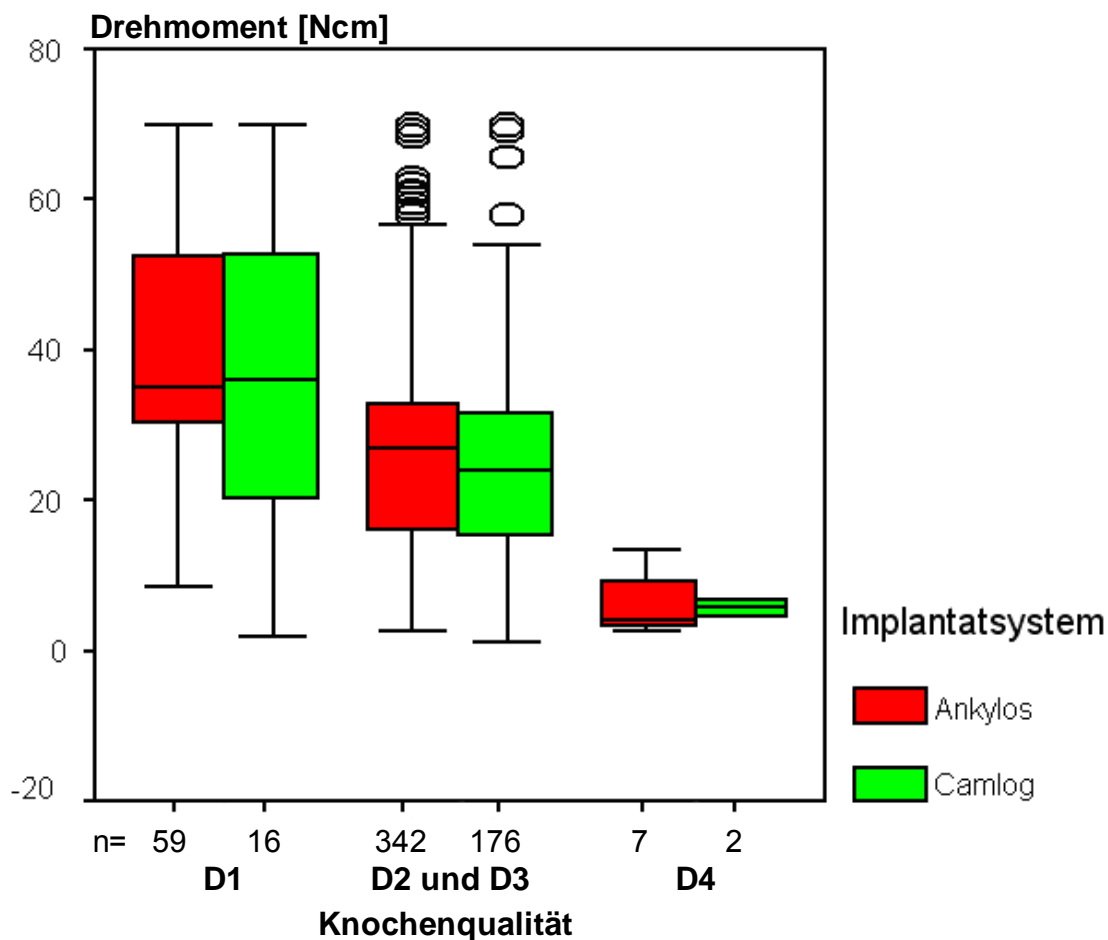


Abb. 42: Box-and-Whisker-Plot Darstellung der Drehmomentmaxima beider Implantatsysteme aufgeteilt in unterschiedliche Knochenqualitäten (nach MISCH 1990).

Erwartungsgemäß fallen die Median- und Mittelwerte beider Implantatsysteme bei spongösem, weichem Knochen ab. Jedoch ließ sich in keiner der drei Gruppen eine Signifikanz der Drehmomentwerte beider Systeme nachweisen (Tab. 20). Insgesamt waren die Werteverteilungen und die Mediane in den drei Gruppen annähernd identisch (Abb. 42), wobei die Anzahl der Implantate, die in die Knochenqualität D4 inseriert wurden mit n=9 zu gering war, um eine statistische Aussage zu treffen.

5.2.3. Drehmoment und Resonanz-Frequenz-Analyse

Zum Vergleich der Drehmoment- mit den ISQ-Werten wurde bei Gruppe A (Tab. 13) mit 39 Patienten und insgesamt 85 Implantaten (27 Ankylos[®]- und 58 Camlog[®]-Implantate) die Primärstabilität anhand des maximalen Drehmomentes und der RFA direkt nach Insertion bestimmt. Auch in dieser Gruppe lag der größere Medianwert des maximalen Drehmomentes beim Ankylos[®]-System, wobei in dieser Studiengruppe A jeweils deutlich höhere Mittelwerte auftraten (Tab. 21). Beim Vergleich der RFA beider Systeme ergaben sich fast identische Medianwerte. Die Streuung der Werte war sowohl beim Drehmoment als auch bei der RFA vom Ankylos[®]-System am größten (Abb. 43 und 44). Alle Unterschiede waren statistisch nicht signifikant.

Tab. 21: Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) beider Implantatsysteme hinsichtlich Drehmomentmaxima und RFA (t-Test, p>0,2)

		n	MW	± SD	Signifikanz (p)
Drehmoment [Ncm]	Ankylos	27	34,8	22,1	0,238
	Camlog	58	29,0	16,8	
RFA [ISQ]	Ankylos	27	66,5	8,4	0,956
	Camlog	58	66,6	7,3	

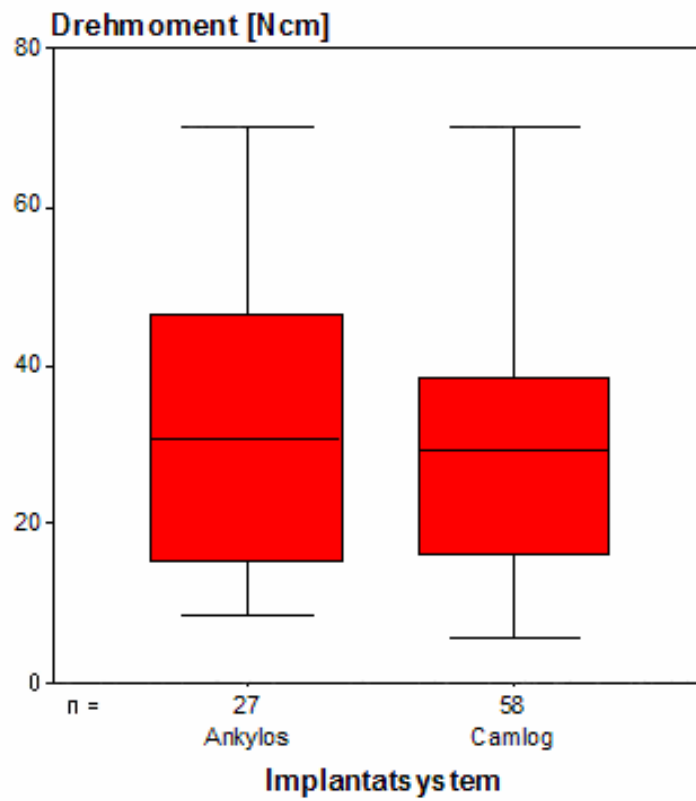


Abb. 43: Box-and-Whisker-Plot Darstellung der Drehmomentmaxima beider Systeme.

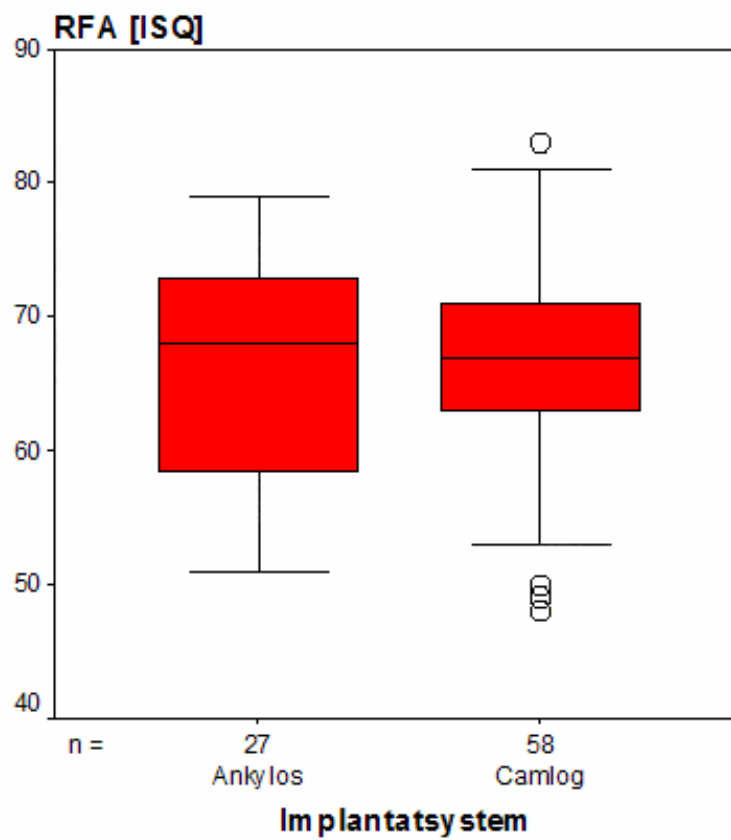


Abb. 44: Box-and-Whisker-Plot Darstellung der RFA beider Implantatsysteme.

Analog zur Auswertung von FRIBERG et al. 1999b wurden die Drehmomentwerte jedes Implantatsystems anhand der Knochenqualität wie aus Tabelle 22 ersichtlich in drei Gruppen unterteilt:

Tab. 22: Gruppeneinteilung der Drehmomentwerte beider verwendeter Implantatsysteme [nach FRIBERG et al. 1999b] (t-Test, $p < 0,05$)

Knochenqualität	Drehmoment [Ncm]	n			Signifikanz (p)
		Σ	Ankylos® (Σ 27)	Camlog® (Σ 58)	
weich	<30	39	10	29	0,002
mittel	30-40	26	10	16	0,097
hart	>40	20	7	13	0,39

Die jeweiligen korrespondierenden Resonanzfrequenzwerte wurden als Box-and-Whisker-Plots den Drehmomentwerten gegenübergestellt (Abb. 45). Dabei zeigte sich, dass erwartungsgemäß die niedrigsten Resonanzfrequenzwerte im weichen Knochen zu finden waren. In dieser Gruppe differierten die ISQ-Werte beider Implantatsysteme am meisten, wobei das Camlog®-System mit $p=0,002$ hochsignifikant höhere Medianwerte aufwies. Bei den Implantaten mittlerer Primärstabilität zeigten sich im Median Resonanzfrequenzwerte um die 70 ISQ, wobei die nicht signifikante Werteverteilung beider Implantatsysteme deutlich überlappend erschien. Im harten Knochen beziehungsweise bei Implantaten mit einer hohen Primärstabilität zeigte sich beim Camlog®-System die größte Streuung insgesamt, wobei sogar als kritisch zu beurteilende Werte von unter 50 ISQ auftraten. Eine Signifikanz gegenüber dem Ankylos®-System ließ sich nicht nachweisen. Insgesamt wies das Ankylos®-System außer im weichen Knochen jeweils die höheren Medianwerte der Resonanzfrequenz auf. Auffällig ist, dass beim Camlog®-System die Mediane in allen drei Gruppen kaum differierten und dass in der Gruppe mit den höchsten Drehmomentwerten, also bei den Implantaten mit der größten Primärstabilität die minimalsten ISQ-Werte überhaupt gemessen wurden.

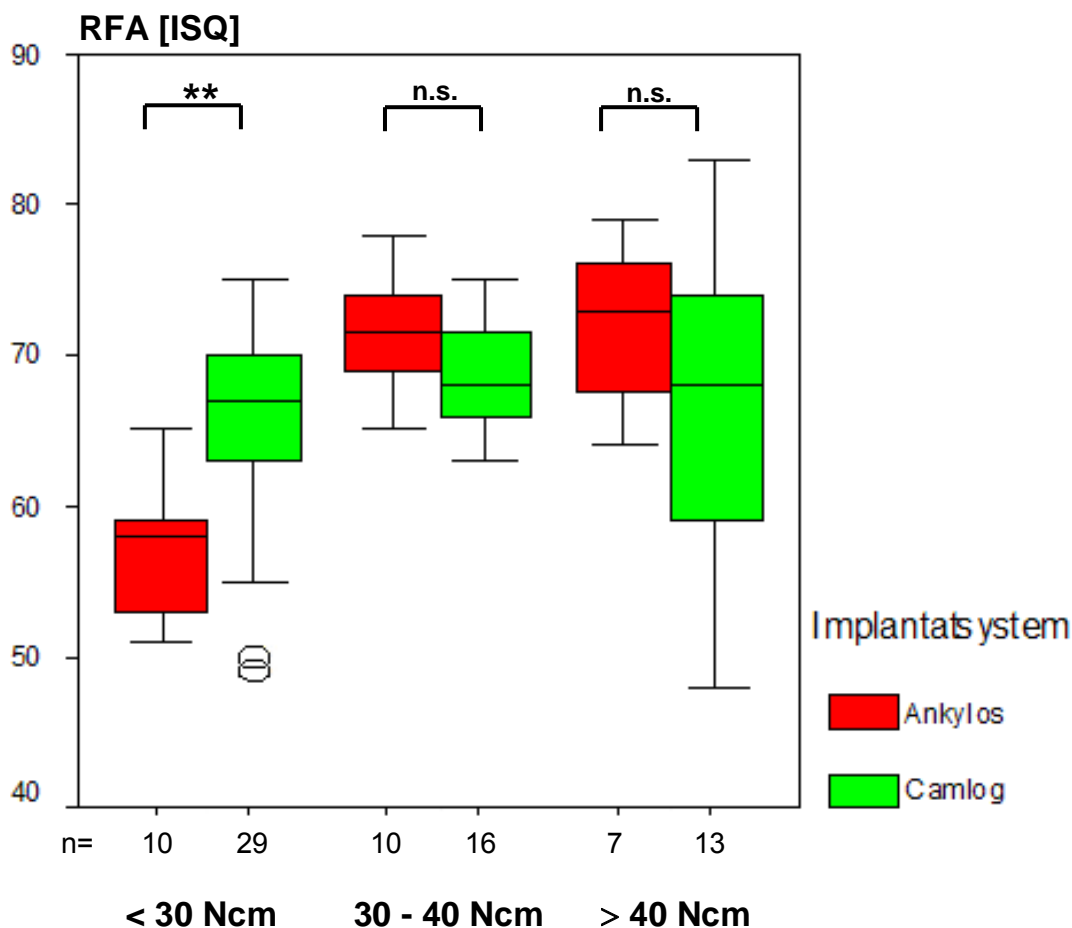


Abb. 45: Box-and-Whisker-Plot Darstellung der RFA in Abhängigkeit vom Drehmoment. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen sind mit Sternen gekennzeichnet (t-Test; $p > 0,05$ n.s.; $p \leq 0,05^*$; $p \leq 0,01^{**}$; $p \leq 0,001^{***}$).

Bezüglich des Genus der Patienten ergaben sich anhand der Primärstabilität beim männlichen Geschlecht lediglich signifikant höhere ISQ-Werte ($p = 0,013$) bei nicht signifikant niedrigeren Drehmomentwerten im Gegensatz zu den Implantaten, die bei Frauen inseriert wurden (Tab. 23).

Tab. 23: Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der Drehmomentmaxima und RFA beider Implantatsysteme mit Signifikanzniveau unterteilt nach Implantaten, die bei Männern oder Frauen inseriert wurden (t-Test, $p < 0,05$)

	n Implantate	Drehmoment [Ncm]		RFA [ISQ]	
		MW	\pm SD	MW	\pm SD
Männer	40	29,3	18,1	68,7	6,7
Frauen	45	32,2	19,0	64,6	7,8
Signifikanz (p)		0,47		0,013	

Eine genauere Betrachtung der Abhängigkeit der Werte zeigt sich aus der Unterteilung in Lokalisation, intraoperativ bestimmte Knochenqualität, durchgeführte Augmentationsmaßnahmen und Implantatsystem (Tab. 24). Durch Berechnung des *Pearson'schen Korrelationskoeffizienten* und des Signifikanzniveaus ergab sich lediglich eine signifikante Korrelation zwischen Drehmoment und Resonanzfrequenz bei den 27 Ankylos[®]-Implantaten. Beim Camlog[®]-System war der Mittelwert der Resonanzfrequenz mit 66,6 ISQ zwar nahezu identisch mit dem Wert von 66,5 ISQ vom Ankylos[®]-System, jedoch differierten die Drehmomentmittelwerte beider Systemen erheblich, so dass bei den 58 Camlog[®]-Implantaten keine Korrelation zwischen Drehmoment und Resonanzfrequenz zu erzielen war.

Da davon auszugehen ist, dass nur die Knochentypen D1 und D4 durch den Bohrwiderstand eindeutig differenziert werden können, eine klinische Unterscheidung zwischen den am häufigsten auftretenden mittleren Knochenqualitäten D2 und D3 aber nicht sicher möglich ist [TRISI und RAO 1999], wurden die beiden Knochenqualitäten D2 und D3 analog zur Studie von NORTON und GAMBLE 2001 in einer Gruppe zusammengefasst. In Knochen der Qualität D4 wurde kein Implantat inseriert.

Tab. 24: Mittelwerte (MW) von Drehmomentmaxima und RFA mit Pearson'schen Korrelationskoeffizienten *r* und Signifikanzniveau (Pearson Korrelation)

	n Implantate	MW Drehmoment [Ncm]	MW RFA [ISQ]	Pearson Korrelation (<i>r</i>)	Signifikanz (<i>p</i>)
Gesamt	85	30,8	66,6	0,305	0,005
Maxilla	48	22,1	62,5	-0,145	0,327
Mandibula	37	42,1	71,8	0,171	0,313
D1-Knochen	20	48,4	73,1	0,162	0,494
D2/D3-Knochen	65	25,5	64,5	0,051	0,689
Ankylos	27	34,8	66,5	0,621	0,001
Camlog	58	29,0	66,6	0,095	0,477
Augmentation	28	24,3	62,6	-0,055	0,783

5.3. Resonanz-Frequenz-Analyse

5.3.1. RFA nach unbelasteter Implantateinheilung

Bei Studiengruppe B (Tab. 13) mit 33 Patienten und insgesamt 63 Implantaten wurde direkt nach Implantatinsertion die RFA durchgeführt. Nach einer gedeckten und unbelasteten Einheilzeit von drei Monaten erfolgten die Implantatfreilegung und eine zweite RFA zur Messung der Sekundärstabilität. Die korrespondierenden Drehmomentwerte wurden hierbei nicht ermittelt, da diese Gruppe nur dem Vergleich der ISQ-Werte diente. Wiederum wurden die Knochenqualitäten D2 und D3 zu einer Gruppe summiert. In Knochen der Qualität D4 wurde kein Implantat inseriert.

Außer bei D1-Knochen ließ sich eine Korrelation der jeweiligen ISQ-Werte direkt nach Insertion mit denen nach dreimonatiger gedeckter Einheilung nachweisen (Tab. 25). Beim Ankylos[®]-System war eher eine Abnahme, beim Camlog[®]-System eine leichte Zunahme der ISQ-Werte nach erfolgtem Zweiteingriff zu beobachten. Ebenfalls ein leichter Anstieg zeigte sich im spongiösen, weicheren Knochen wie der Maxilla oder D2/D3-Knochen, in kompaktem Knochen wie der Mandibula oder in D1-Knochen sanken die Resonanzfrequenzwerte drei Monate postoperativ erwartungsgemäß leicht ab. Insgesamt schien beim Ankylos[®]-System anhand der RFA eine höhere Primärstabilität als beim Camlog[®]-System vorzuliegen.

Tab. 25: Mittelwerte (MW) der RFA direkt postoperativ und nach Implantatfreilegung 3 Monate postoperativ mit Pearson'schen Korrelationskoeffizienten *r* und Signifikanzniveau (Pearson Korrelation)

	n Implantate	MW RFA [ISQ] post-op	MW RFA [ISQ] 3 Monate post-op	Pearson Korrelation (<i>r</i>)	Signifikanz (p)
Gesamt	63	66,5	66,8	0,712	0,000
Maxilla	32	61,4	64,5	0,757	0,000
Mandibula	31	71,8	69,3	0,506	0,004
D1-Knochen	6	73,2	65,3	-0,010	0,986
D2/D3-Knochen	57	65,8	67,0	0,804	0,000
Ankylos[®]	37	67,9	66,5	0,667	0,000
Camlog[®]	26	64,4	67,3	0,828	0,000

Unterteilt man die direkt postoperativ gemessenen ISQ-Werte analog der Studie von BECKER et al. 2005 in zwei Gruppen mit niedriger (<60 ISQ) und hoher Primärstabilität (≥60 ISQ) quantifiziert anhand der RFA, so zeigte sich bei Implantaten mit initial hohen ISQ-Werten (n=50) eine geringe, nicht signifikante Wertminderung (p=0,304) in der Sekundärstabilität drei Monate postoperativ, wohingegen bei Implantaten mit Werten unter 60 ISQ (n=13) ein signifikanter Niveauanstieg (p=0,011) zwischen Implantatinsertion und Implantatfreilegung zu verzeichnen war (Tab. 26, Abb. 46).

Tab. 26: Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der RFA direkt postoperativ und nach Implantatfreilegung beider Implantatsysteme mit Signifikanzniveau unterteilt anhand der Primärstabilität (t-Test, p<0,05)

Primärstabilität [ISQ]	n Implantate	MW RFA [ISQ] direkt post-op		MW RFA [ISQ] 3 Monate post-op		Signifikanz (p)
		MW	±SD	MW	±SD	
<60	13	54,7	4,9	60,46	5,7	0,011
≥60	50	69,6	5,4	68,5	5,0	0,304

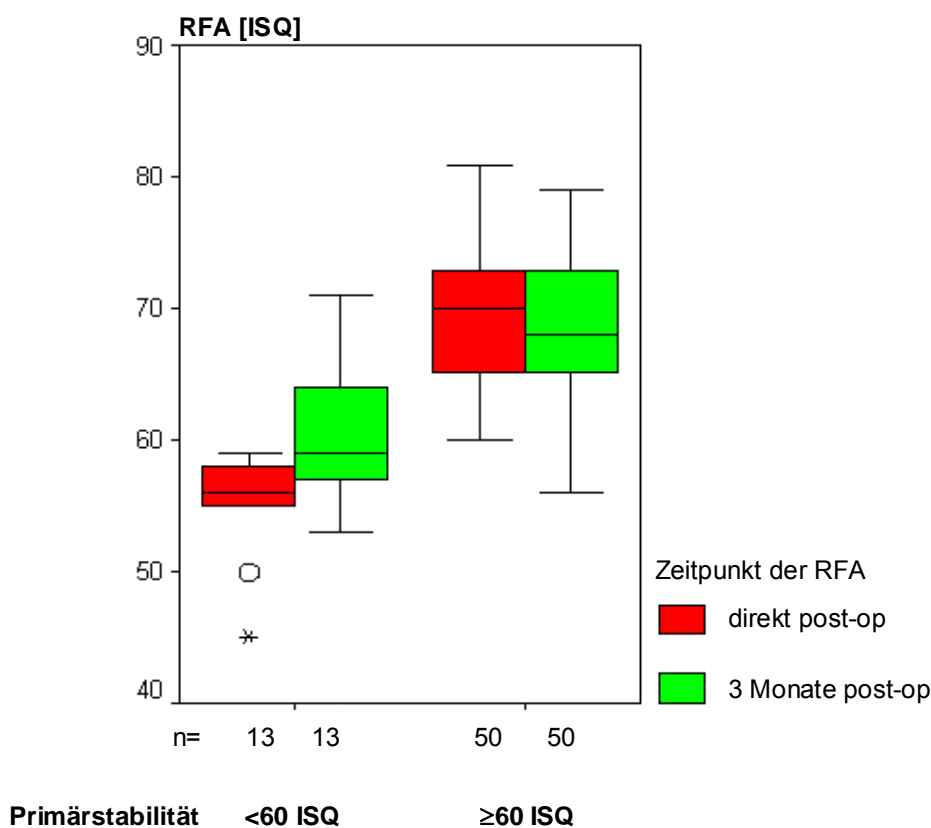


Abb. 46: Box-and-Whisker-Plot Darstellung der RFA postoperativ und zur Implantatfreilegung unterteilt anhand der ISQ-Werte der Primärstabilität (t-Test; p<0,05).

Hinsichtlich des Genus waren beim männlichen Geschlecht leicht signifikant höhere ISQ-Werte innerhalb der Primärstabilität ($p=0,05$) und grenzwertig nicht signifikante Werte bei der Sekundärstabilität ($p=0,062$) festzustellen. Betrachtet man die einzelnen Geschlechter, so zeigte sich bei den Frauen eine geringe Zunahme der ISQ-Werte nach drei Monaten, wohingegen bei den Männern nach diesem Zeitraum ein tendenziell kleinerer Mittelwert vorlag (Tab.27, Abb. 47).

Tab. 27: Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der RFA direkt postoperativ und nach Implantatfreilegung 3 Monate postoperativ beider Implantatsysteme mit Signifikanzniveau unterteilt nach Genus (t-Test, $p<0,05$)

	n Implantate	MW RFA [ISQ] direkt post-op		MW RFA [ISQ] 3 Monate post-op	
		MW	±SD	MW	±SD
Männer	26	68,8	6,7	68,5	5,9
Frauen	37	64,9	8,6	65,7	6,0
Signifikanz (p)		0,05		0,062	

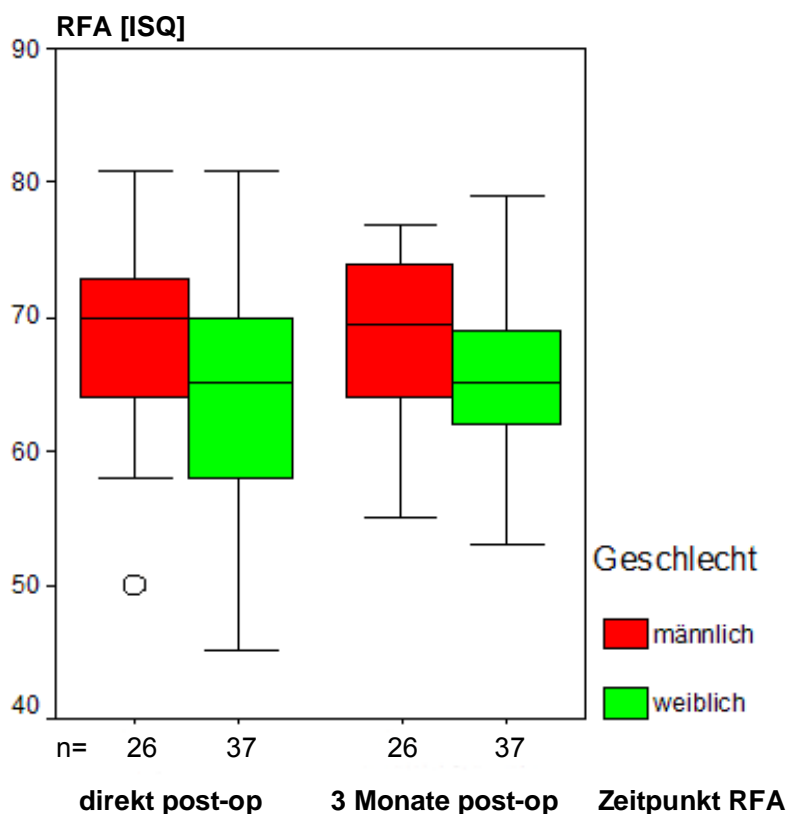


Abb. 47: Box-and-Whisker-Plot Darstellung der RFA direkt nach Implantatinsertion und zur Implantatfreilegung nach drei Monaten unterteilt nach Implantaten, die bei Männern oder Frauen inseriert wurden (t-Test; $p<0,05$).

5.3.2. RFA bei prothetischer Sofortversorgung

In der Studiengruppe C (Tab. 13) mit 18 Patienten wurden die 33 Implantate direkt nach Insertion prothetisch versorgt. Die Suprakonstruktionen bestanden aus 23 K-Line-Magnete (Gruppe C₁) und 10 provisorische Kronen (Gruppe C₂), die vollständig außer Okklusionskontakt gestellt wurden. Mit Hilfe der RFA entstand eine Verlaufskontrollmessung der einzelnen Implantate in wöchentlichen Zeitintervallen bis maximal zum 177. Tag postoperativ. Die erste Messung erfolgte immer direkt nach Implantatinsertion.

Betrachtet man die Verlaufsmessungen aller Implantate, so sieht man in den ersten 3 Wochen einen deutlichen Abfall der Werte (Abb. 48-50), woraufhin eine Zunahme über den Ausgangswert hinaus erfolgt (etwa ab der 6. Woche postoperativ).

Bei Implantatverlusten kam es erst dann zu Messungen mit abfallenden ISQ-Werten, nachdem klinisch die Diagnose der Implantatinstabilität gestellt wurde.

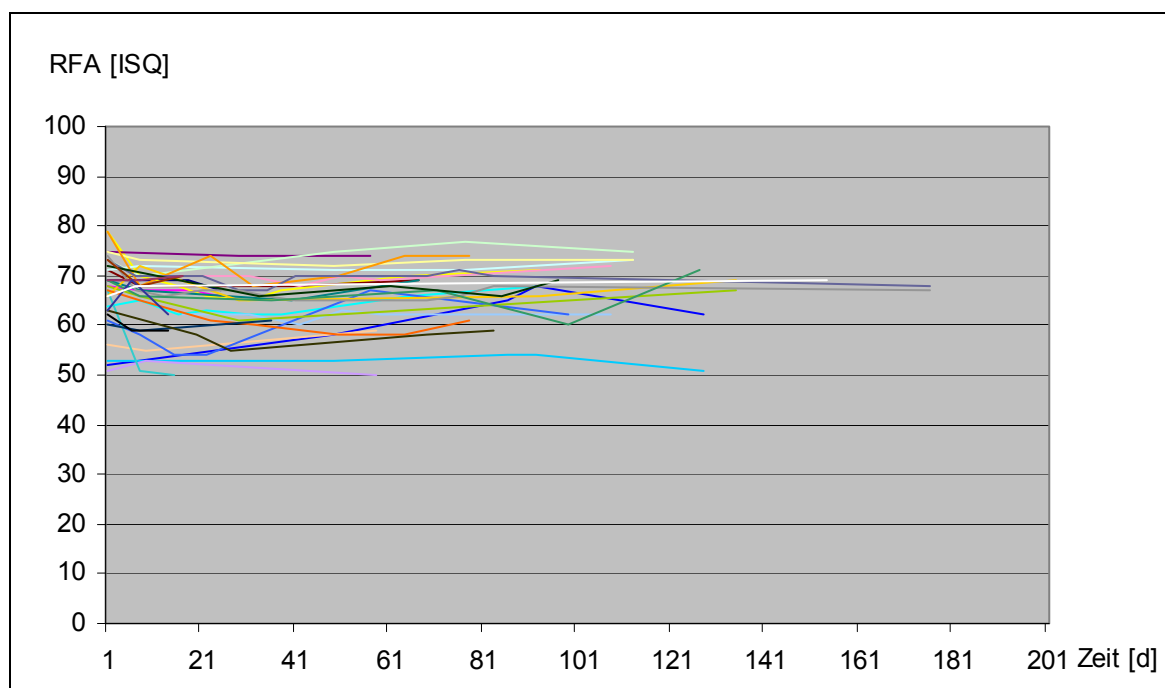


Abb. 48: Darstellung der Verlaufsmessungen aller Implantate mit prothetischer Sofortversorgung (n=33).

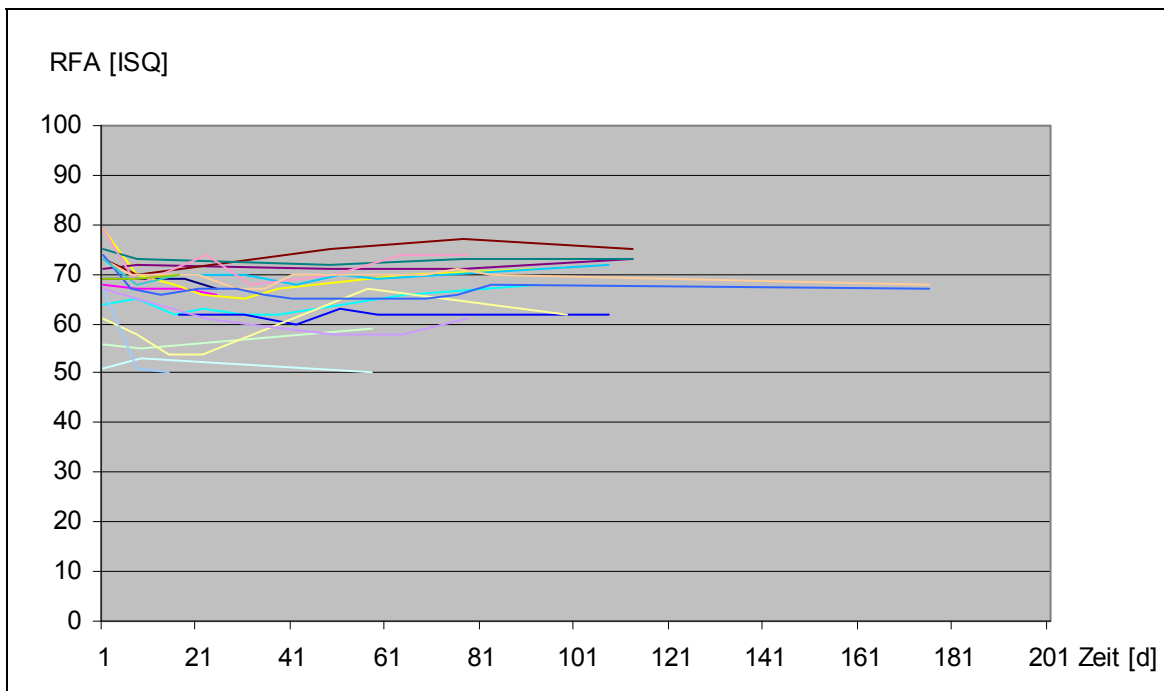


Abb. 49: RFA-Messung aller prothetisch sofort belasteten Ankylos®-Implantate (n=19).

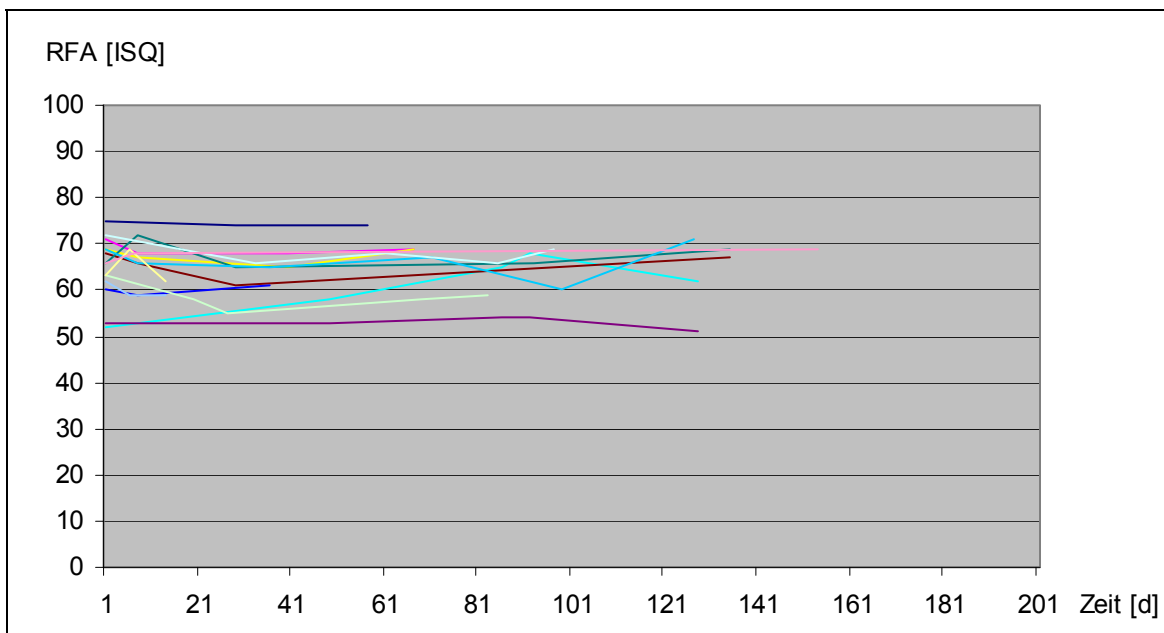


Abb. 50: Verlaufsmessung von Camlog®-Implantaten mit prothetischer Sofortversorgung (n=14).

Unterteilt man die Werte hinsichtlich der Lokalisation der Implantate in Maxilla und Mandibula (Abb. 51 und 52), so ergeben sich erwartungsgemäß höhere Werte mit einem steileren Anstieg in der kompakteren Mandibula.

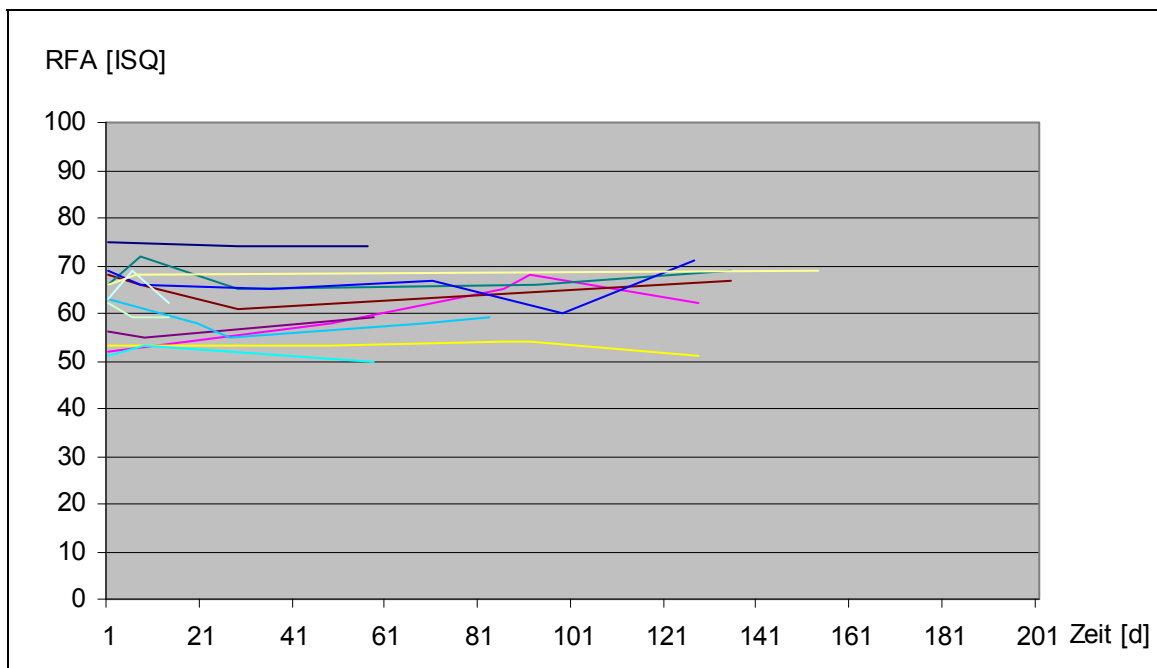


Abb. 51: RFA-Verlaufsanalyse aller Oberkieferimplantate mit prothetischer Sofortversorgung (n=12).

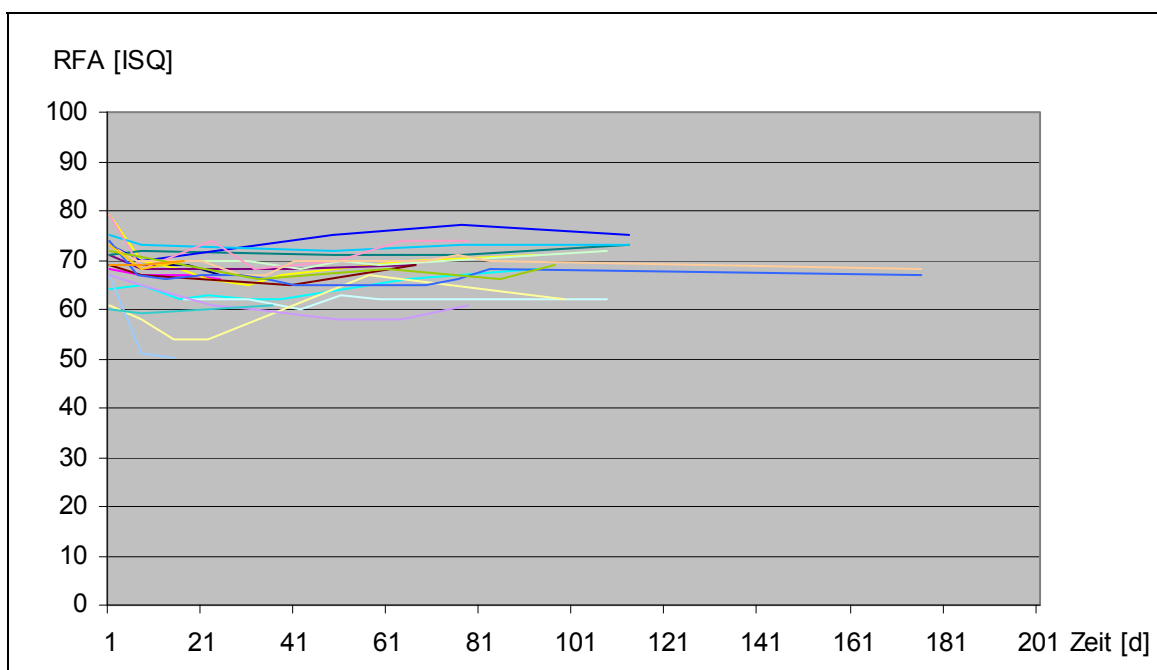


Abb. 52: RFA-Verlaufsmessung aller Unterkieferimplantate mit prothetischer Sofortversorgung (n=21).

Die Unterteilung der Werte hinsichtlich der Art der prothetischen Sofortversorgung zeigte stabilere Werte bei den provisorischen Kronen, wo die Vermeidung des Okklusionskontaktes besser gewährleistet ist als bei den K-Line-Magneten mit nahezu inkonstanten, niedrigeren Werten (Abb. 53 und 54).

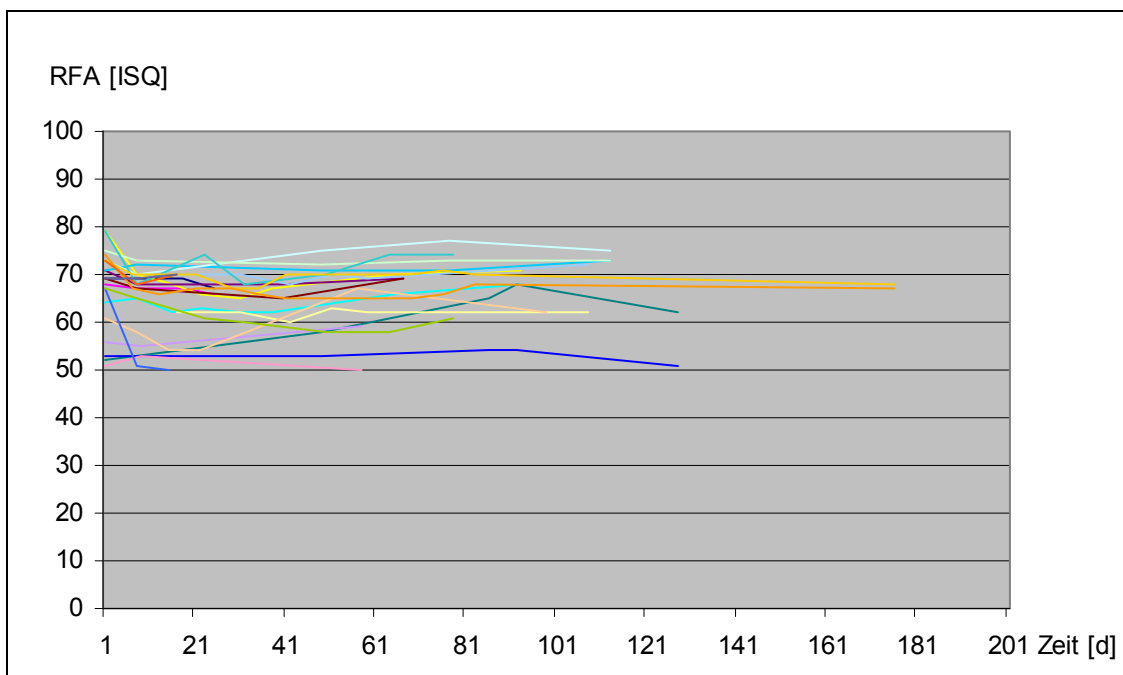


Abb. 53: RFA-Messwerte der Implantate mit K-Line-Magnete (n=23).

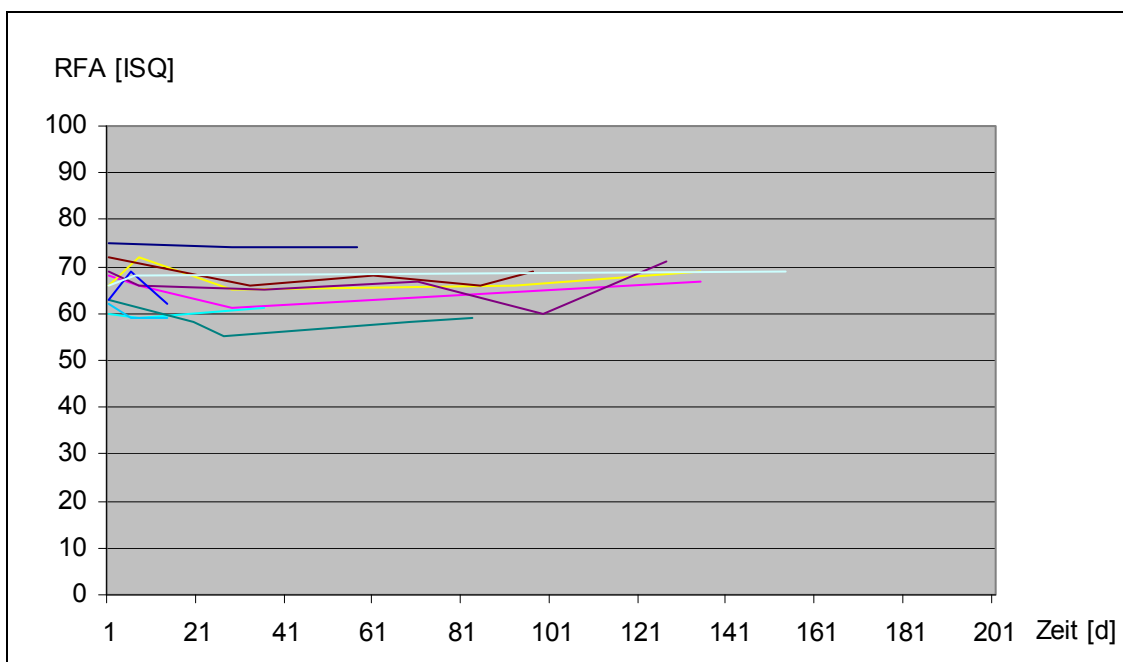


Abb. 54: RFA-Verlaufsmessung der Implantate mit provisorischen Einzelkronen (n=10).