

# Simulation nichtlinearer Effekte von Keramikkondensatoren auf die induktive Energieversorgung implantierbarer Mikrostimulatoren

## Simulation of nonlinear effects of ceramic capacitors on power transfer to inductively coupled implantable microstimulator circuits

M. Sc., Yves Olsommer, Fraunhofer-Institut für Biomedizinische Technik, 66280 Sulzbach/Saar, Deutschland, yves.olsommer@ibmt.fraunhofer.de

Dr.-Ing., Frank R. Ihmig, Fraunhofer-Institut für Biomedizinische Technik, 66280 Sulzbach/Saar, Deutschland, frank.ihmig@ibmt.fraunhofer.de

### Kurzfassung

In den letzten Jahren hat das Interesse an batterie- und drahtlosen Mikrostimulatoren zugenommen. Diese Mikrostimulatoren bestehen aus einer geringen Anzahl an Bauteilen, wodurch ein hoher Miniaturisierungsgrad erreicht werden kann. Bekannte Probleme batteriebetriebener, hochintegrierter Neurostimulatoren hinsichtlich Drahtbruch, Elektrodenwanderung und Batterieentladung können dadurch vermieden werden. Um die Patientensicherheit zu gewährleisten, muss der Stimulationsstrom in einem sicheren Bereich gehalten werden. Zudem ist ein einstellbarer Stimulationsstrom notwendig, um eine erfolgreiche Therapie zu ermöglichen. In diesem Beitrag werden die nichtlinearen Effekte von Keramikkondensatoren auf die Energieübertragung induktiv gekoppelter, implantierbarer Mikrostimulatoren simuliert. Aus einer Reihen- und/oder Parallelschaltung mehrerer nichtlinearer Kondensatoren resultiert eine spezifische Nichtlinearität. Die Berechnungen zeigen, dass diese spezifische Nichtlinearität in Abhängigkeit der Elektrodenimpedanz zu einer Begrenzung des Stimulationsstroms über einen bestimmten Bereich der induktiv übertragenen Energie führt. Durch eine zu hohe Nichtlinearität wird diese Begrenzung bei höheren Leistungen allerdings aufgehoben, wodurch ein starker Anstieg des Stimulationsstroms hervorgerufen wird. Weitere Untersuchungen sind geplant, um die auftretenden Effekte für die Realisierung einer eingebetteten Closed-Loop Regelung des Stimulationsstroms nutzbar zu machen.

### Abstract

In recent years, the interest in battery-free and leadless microstimulators has increased. The battery-free and leadless microstimulators reported in literature consist of a low number of electronic components. Hence, a high degree of miniaturization can be achieved, but at the expense of functionality. The known issues related to wire breakage, electrode migration, and battery depletion can thus be overcome, making such implantable devices more suitable for long-term use. However, to ensure successful therapy and patient safety, the stimulation current must be adjustable and kept within a safe range to avoid irreversible damage to the electrodes and surrounding tissue. In this paper, the nonlinear effects of ceramic capacitors on power transfer to inductively coupled implantable microstimulators are simulated. A specific nonlinearity arises from a series and/or parallel connection of several nonlinear capacitors. The calculations show that, depending on the electrode impedance, a specific nonlinearity leads to a limitation of the stimulation current over a specific range of the inductively transmitted power. However, a too high nonlinearity makes the inductively coupled microstimulator more prone to instability at higher powers, causing the stimulation current to rise steeply. Further investigations are planned to exploit the nonlinear effects for the realization of an embedded closed-loop control of the stimulation current.

## 1 Einleitung

Der Langzeiteinsatz kommerziell erhältlicher hochintelligenter implantierbarer Systeme ist aufgrund von Drahtbrüchen, Elektrodenmigration und Batterieentladungen begrenzt [1]. Zudem erfordern solche Fehlerzustände zusätzliche chirurgische Eingriffe, wodurch erhöhte Kosten und Komplikationsrisiken entstehen [2]. Aus diesem Grund hat die Entwicklung von batterie- und drahtlosen Mikrostimulatoren in den letzten Jahren an Interesse gewonnen.

Chronische neuropathische Schmerzen können heutzutage beispielsweise mit dem batterie- und drahtlosen Rückenmarkstimulator Freedom (Stimwave Technologies LLC, FL, USA) behandelt werden [3]. Die Stimulationspulse

werden mit einer Pulsbreite zwischen 50  $\mu\text{s}$  und 500  $\mu\text{s}$  bei einer Wiederholrate zwischen 10 Hz und 1500 Hz oder mit einer Pulsbreite von 30  $\mu\text{s}$  bei einer Wiederholrate von 10 kHz erzeugt. Im Jahr 2015 wurde die erste Variante von der U.S. Food and Drug Administration (FDA) zugelassen [4] und die zweite Variante erhielt im gleichen Jahr die CE-Kennzeichnung [5]. In der Rückenmarkstimulation liegt die Stromstärke üblicherweise zwischen 1,6 mA und 3,8 mA bei einer Pulsbreite von 30  $\mu\text{s}$  und einer Frequenz von 10 kHz [6]. Bei einer Pulsbreite zwischen 347  $\mu\text{s}$  und 591  $\mu\text{s}$  und einer Frequenz zwischen 39 Hz und 77 Hz liegt die Stromstärke zwischen 3,6 mA und 8,5 mA [6]. Im Jahr 2016 erhielt der batterie- und drahtlose Tibialisnervstimu-

lator RENOVA™ (BlueWind Medical LTD, Herzliya, Israel) die CE-Kennzeichnung [7]. Dieses System wird zur Behandlung einer überaktiven Blase eingesetzt. Mit einem extrakorporalen Sender erfolgt bei einer Frequenz von 6,78 MHz die induktive Energieversorgung [8]. Die maximale Stromstärke beträgt 9 mA bei einer Pulsbreite zwischen 50 µs und 800 µs und einer Frequenz von 40 Hz [8]. Der batterie- und drahtlose Hypoglossusnervstimulator Genio® (Nyxoah SA, Mont-Saint-Guibert, Belgium) erfordert ebenfalls einen extrakorporalen Sender [9]. Dieses System bekam die CE-Kennzeichnung im Jahr 2019 zur Behandlung von therapieresistenter obstruktiver Schlafapnoe [10]. Ebenso erfolgt die Energieversorgung des Vagusnervstimulators ReStore (Texas Biomedical Device Center, TX, USA) induktiv bei einer Frequenz von 13,56 MHz [2]. Eine erste Studie am Menschen wurde von der FDA im Jahr 2020 zugelassen, um die Rehabilitation von Rückenmarkverletzungen zu verbessern [11]. Es werden biphasische Stimulationspulse mit einer maximalen Stromstärke von 1,2 mA, einer Pulsbreite von 250 µs und einer Frequenz von 30 Hz erzeugt [2]. Die Leistungsaufnahme liegt durchschnittlich bei 2,95 mW während der Stimulation gegenüber 2,63 mW im Ruhezustand [2].

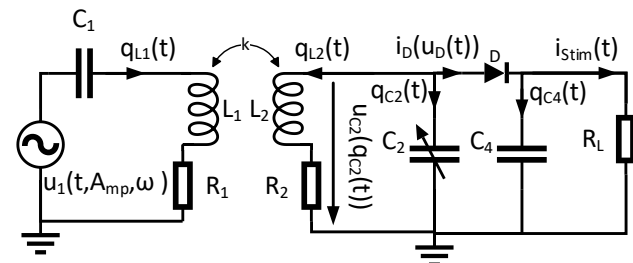
Durch eine weitere Simplifikation der implantierbaren Elektronik, nämlich den vollständigen Verzicht auf integrierte Schaltkreise (IC), würde im Ruhezustand keine Energieaufnahme erfolgen. Mit diesem Ansatz der frugalen Innovation ist ein bioresorbierbarer, batterie- und drahtloser Herzschrittmacher entworfen worden [12]. Aufgrund der sehr geringen Anzahl an Bauteilen sind solche Mikrostimulatoren hinsichtlich der Fertigungskosten und des Miniaturisierungsgrades vorteilhaft, verfügen jedoch über eine sehr eingeschränkte Funktionalität [12, 13]. Daher ist die Stimulationsstromstärke entweder konstant [14, 15] oder von der Elektrodenimpedanz und der induktiv übertragenen Leistung abhängig [12, 15]. Um eine erfolgreiche Therapie und die Patientensicherheit zu gewährleisten, muss die Stromstärke einstellbar sein und in einem sicheren Bereich gehalten werden. Eine zu hohe Stromstärke führt zu einer irreversiblen Schädigung der Elektroden und des umliegenden Gewebes [16].

Die Simulationen in diesem Beitrag dienen der Untersuchung einer möglichen Erweiterung des Funktionsumfangs von solchen, einfach aufgebauten Mikrostimulatoren durch die Nutzbarmachung der nichtlinearen Eigenschaften von Keramik Kondensatoren. Zu diesem Zweck wurde zuvor die Nichtlinearität kommerziell erhältlicher Keramik Kondensatoren gemessen [17]. Durch eine Reihen- und/oder Parallelschaltung mehrerer nichtlinearer Kondensatoren resultieren spezifische Nichtlinearitäten. Diese wurden modelliert und deren Auswirkungen auf die Energieübertragung induktiv gekoppelter, implantierbarer Mikrostimulatoren simuliert.

## 2 Modellierung in Mathcad

Das in **Bild 1** dargestellte induktiv gekoppelte System wurde mit Differentialgleichungen zweiter Ordnung in

Mathcad Prime 3.1 (PTC, Inc., Boston, MA, USA) modelliert. Diese Gleichungen können aus den Differentialgleichungen erster Ordnung aus [18] hergeleitet werden. Zur Auflösung der Differentialgleichungen wurde der in Mathcad vorhandene Hybrid-Löser AdamsBDF verwendet. Die Berechnungen wurden in einem Zeitfenster von 2,4 ms und einer Auflösung von 240k Punkten mit einer Konvergenztoleranz von  $10^{-7}$  durchgeführt.



**Bild 1** Extrakorporaler Sender (links) zur induktiven Energieversorgung der implantierbaren Elektronik (rechts)

Der quadratische Mittelwert des Stimulationsstroms  $i_{stim}(t)$  und der induzierten Spannung  $u_{C2}(q_{C2}(t))$  wurde im eingeschwungenen Zustand des Systems, nämlich in einem Zeitfenster von 2,0 ms bis 2,4 ms, errechnet. In den Berechnungen wurden die Parameter aus **Tabelle 1** verwendet. Die induktive Energieübertragung erfolgt bei einem Koppplungsfaktor  $k$  von 1% und einer Frequenz von 375 kHz. Die Kennlinie der Diode  $D$  wurde aus dem Datenblatt der Diode LL4148 (Vishay Intertechnology, Inc., Malvern, PA, USA) entnommen.

Parameter	Wert	Parameter	Wert
$C_1$	12,68 nF	$L_2$	3,8 µH
$L_1$	14,2 µH	$R_2$	0,3 Ω
$R_1$	0,2 Ω	$C_4$	4,2 µF

**Tabelle 1** Parameter des induktiv gekoppelten Systems

Wie in [17] beschrieben, besteht die Möglichkeit gemessene Differentialkapazitäten von nichtlinearen Kondensatoren mittels der Sigmoid-Funktion (1) darzustellen. Hierbei entsprechen die Koeffizienten  $\alpha$  der nominalen Kapazität ( $u_{C2}(t)=0$  V) und  $\beta_0$  und  $\beta_1$  der Nichtlinearität der elektrischen Ladung  $q_{C2}(u_{C2}(t))$  des Kondensators  $C_2$ .

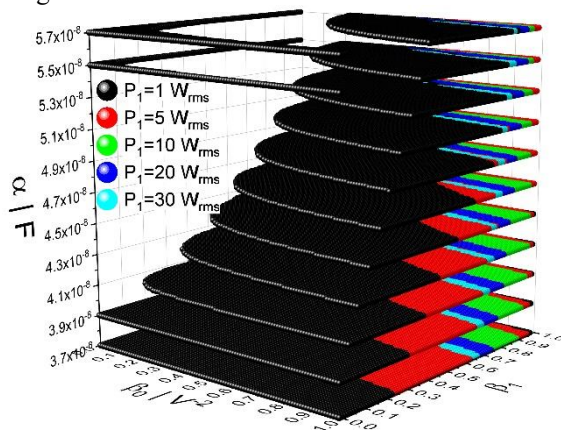
$$q_{C2}(u_{C2}(t)) = \frac{\alpha \cdot u_{C2}(t)}{(1 + \beta_0 \cdot u_{C2}(t)^2)^{\beta_1/2}} \quad (1)$$

In den Berechnungen wurde  $\alpha$  von 37 nF bis 57 nF in 2 nF Schritten variiert. Der Koeffizient  $\beta_1$  wurde von 0 bis 0,95 in 0,05 Schritten und von 0,95 bis 0,99 in 0,04 Schritten variiert. Die Berechnungen wurden anschließend für einen Bereich von  $\beta_1$  von 0 bis 0,99 in 0,01 Schritten interpoliert. Zu diesem Zweck wurde die zweidimensionale bikubische Spline-Funktion Bicubic2D in Mathcad verwendet. Der Koeffizient  $\beta_0$  verfügt über den gleichen Wertebereich wie

$\beta_1$  mit der Einheit  $V^{-2}$ . Die Leistung  $P_1$ , die vom extrakorporalen Sender in den Reihenschwingkreis ( $C_1$ ,  $L_1$ ,  $R_1$ ) eingespeist wird, liegt bei 1, 5, 10, 20, 30, 40 und 50  $W_{rms}$ . Aus den *in vitro* und *in vivo* Untersuchungen in [19] und den Herstellerangaben in [20, 21] geht hervor, dass für den praktischen Einsatz die Elektrodenimpedanz mit einem Lastwiderstand  $R_L$  von 300  $\Omega$ , 700  $\Omega$  und 1100  $\Omega$  modelliert werden kann.

### 3 Ergebnisse

In diesem Abschnitt wird der quadratische Mittelwert des Stimulationsstroms, der induzierten Spannung und der vom extrakorporalen Sender eingespeisten Leistung als  $I_{Stim}$ ,  $U_{C2}$  und  $P_1$  bezeichnet. Die Koeffizienten  $\alpha$ ,  $\beta_0$  und  $\beta_1$ , bei denen der quadratische Mittelwert des Stimulationsstroms  $I_{Stim}$  kleiner gleich 2  $mA_{rms}$  ist, sind in **Bild 2** für eine Last  $R_L$  von 1100  $\Omega$  und eine Leistung  $P_1$  von 1 (schwarz), 5 (rot), 10 (grün), 20 (blau) und 30  $W_{rms}$  (cyan) dargestellt.

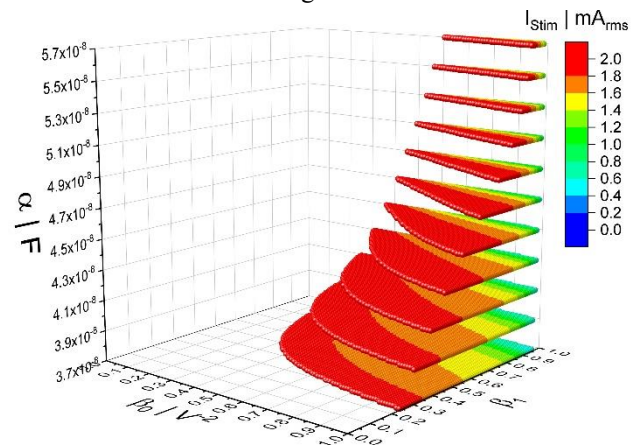


**Bild 2** Koeffizienten  $\alpha$ ,  $\beta_0$  und  $\beta_1$  für  $I_{Stim} \leq 2 \text{ mA}_{rms}$ ,  $R_L=1100 \Omega$  und  $1 \text{ W}_{rms} \leq P_1 \leq 30 \text{ W}_{rms}$

Die Koeffizienten wurden so ausgewählt, dass bei einer Erhöhung von  $P_1$  die induzierte Spannung  $u_{C2}(t)$  zunehmen muss und  $u_{C2}(t)$  einen Wert von  $\pm 40 \text{ V}$  nicht überschreitet. Bei einer geringen Leistung von 1  $W_{rms}$  ist in **Bild 2** zu erkennen, dass für einen großen Anteil der Koeffizienten  $\alpha$ ,  $\beta_0$  und  $\beta_1$  die oben festgelegte Bedingung erfüllt wird. Bei einem Wert  $\alpha$  von 37 nF und 39 nF wird diese Bedingung für alle Werte von  $\beta_0$  und  $\beta_1$  erfüllt. In diesem Bereich wird eine geringe Spannung  $u_{C2}(t)$  von maximal -2,7 V und 1,9 V induziert, wodurch die Sigmoid-Funktion  $q_{C2}(u_{C2}(t))$  nur minimal angesteuert wird. Demnach kommt der nicht-lineare Bereich von  $q_{C2}(u_{C2}(t))$  nicht zum Tragen. Durch eine Erhöhung der Leistung von 1  $W_{rms}$  auf 5  $W_{rms}$  ist zu erkennen, dass höhere Werte von  $\beta_0$  und  $\beta_1$ , und somit eine stärkere Nichtlinearität, erforderlich sind, um die Bedingung zu erfüllen. Der Einfluss von  $\alpha$ ,  $\beta_0$  und  $\beta_1$  auf  $I_{Stim}$  ist in **Bild 3** veranschaulicht.

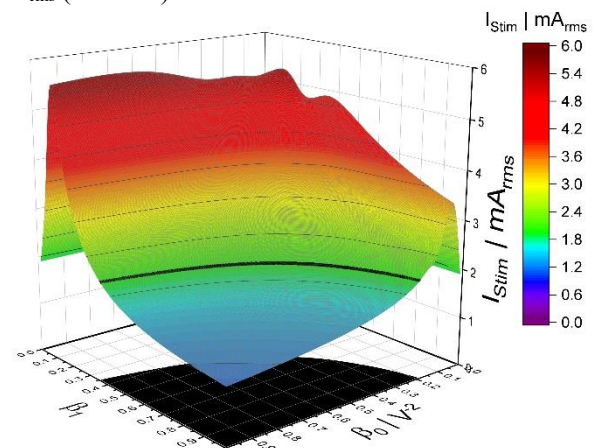
Ebenso erfordert eine Erhöhung von  $\alpha$  von 37 nF auf 57 nF eine stärkere Nichtlinearität. Eine Ausnahme hierzu ist bei einer Leistung von 1  $W_{rms}$  und einem Wert für  $\alpha$  von 55 nF und 57 nF im **Bild 2** zu sehen. Eine Erklärung hierfür wäre,

dass durch eine Erhöhung von  $\beta_0$  und  $\beta_1$  die resultierende effektive Kapazität von  $C_2$  kleiner wird, wodurch das System in Resonanz einschwingt.



**Bild 3**  $I_{Stim}$  nach  $\alpha$ ,  $\beta_0$  und  $\beta_1$  für  $R_L=1100 \Omega$  und  $P_1=5 \text{ W}_{rms}$

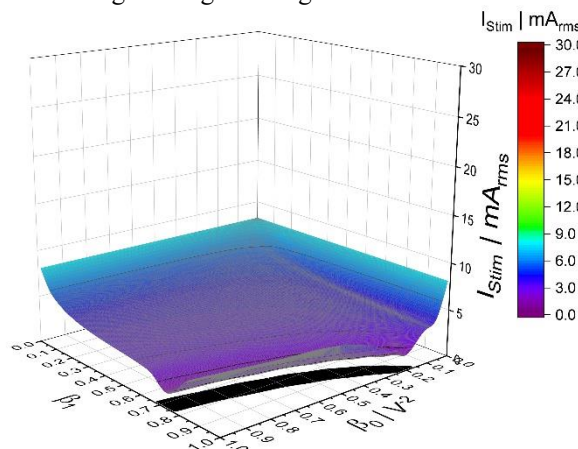
Die Resonanz des Systems wird, bei einer Induktivität  $L_2$  von 3,8  $\mu\text{H}$ , einer Frequenz von 375 kHz und einem induktiven Kopplungsfaktor  $k$  von 1%, mit einer linearen Kapazität ( $\beta_0=0 \text{ V}^{-2}$  und  $\beta_1=0$ ) von ca. 47 nF erreicht. Bei einer Leistung von 1  $W_{rms}$  und einer nominalen Kapazität von 55 nF wird im **Bild 4** durch eine Erhöhung von  $\beta_0$  und  $\beta_1$  ein Anstieg von  $I_{Stim}$  von ca. 1,9  $mA_{rms}$  auf ca. 5,5  $mA_{rms}$  hervorgerufen. Es ist ebenfalls zu beobachten, dass in diesem Bereich die Empfindlichkeit von  $I_{Stim}$  gegenüber  $\beta_0$  und  $\beta_1$  besonders hoch ist. Der Bereich, in dem  $I_{Stim} \leq 2 \text{ mA}_{rms}$  ist, ist in **Bild 4** auf der XY-Ebene in schwarz projiziert. Die Wertebereiche von  $\alpha$ ,  $\beta_0$  und  $\beta_1$ , bei denen die Bedingung  $I_{Stim} \leq 2 \text{ mA}_{rms}$  erfüllt wird, überlappen weitgehend über einen Leistungsbereich von 1, 5 und 10  $W_{rms}$  (s. **Bild 2**).



**Bild 4** Koeffizienten  $\beta_0$ ,  $\beta_1$  und  $I_{Stim}$  für  $R_L=1100 \Omega$ ,  $P_1=1 \text{ W}_{rms}$  und  $\alpha=55 \text{ nF}$

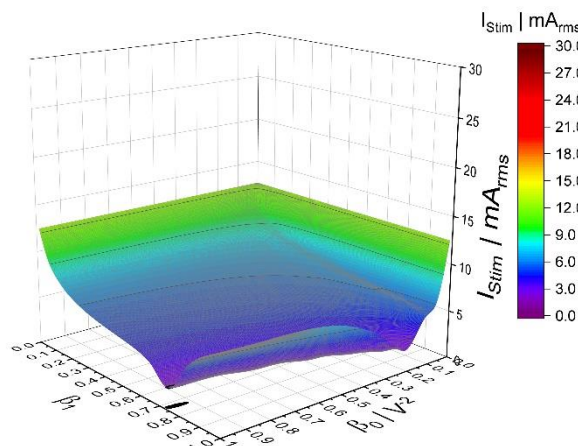
Durch eine weitere Erhöhung von  $P_1$  auf 20  $W_{rms}$  ist zu erkennen, dass die Bedingung nicht mehr bei größeren Koeffizienten  $\beta_0$  und  $\beta_1$  erfüllt wird. Die Koeffizienten konvergieren auf einem bogenförmigen Wertebereich (s. **Bild 2**, 5). Um nur einige zu nennen, ist in diesem bogenförmigen Wertebereich bei einem Wert für  $\alpha$  von 37 nF und bei einem jeweiligen Wert für  $\beta_0$  von 0,3  $V^{-2}$ , 0,5  $V^{-2}$ , 0,7  $V^{-2}$  und

0,9 V<sup>-2</sup> sowie für  $\beta_1$  von 0,95, 0,83, 0,76 und 0,71 zu finden (s. **Bild 5**). Über einen Bereich von  $P_1$  von 1, 5, 10, 20 und 30 W<sub>rms</sub> kann die Bedingung bei dem gleichen Wert für  $\alpha = 37$  nF und bei einem jeweiligen Wert für  $\beta_0$  von 0,92 V<sup>-2</sup>, 0,96 V<sup>-2</sup> und 0,97 V<sup>-2</sup> und für  $\beta_1$  von 0,7, 0,69 und 0,69 erfüllt werden. Um mehr Lösungen bei einer Leistung von 30 W<sub>rms</sub> zu erreichen, müssten geringere Werte von  $\beta_0$  und  $\beta_1$  erzielt werden (s. Bild 2). Diese geringeren Werte sind auch in dem Wertebereich von  $\beta_0$  und  $\beta_1$  bei 1 W<sub>rms</sub> und 5 W<sub>rms</sub> zu finden, liegen jedoch außerhalb des Wertebereichs bei 10 W<sub>rms</sub> und 20 W<sub>rms</sub>. Der bogenförmige Bereich bei dem die Bedingung eingehalten wird, verschiebt sich zu geringeren Werten von  $\beta_0$  und  $\beta_1$  durch eine Erhöhung von  $P_1$  und zu höheren Werten von  $\beta_0$  und  $\beta_1$  durch eine Erhöhung von  $\alpha$  (s. Bild 2). In beiden Fällen führt eine Erhöhung von  $P_1$  und von  $\alpha$  von 37 nF auf 57 nF zu einer Verkleinerung des bogenförmigen Bereichs.



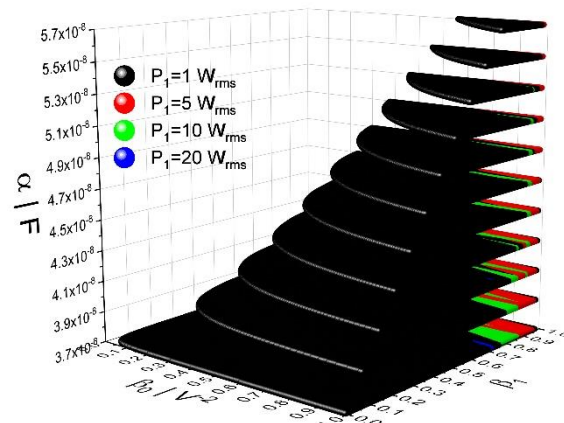
**Bild 5** Koeffizienten  $\beta_0$ ,  $\beta_1$  und  $I_{\text{stim}}$  für  $R_L=1100 \Omega$ ,  $P_1=20 \text{ W}_{\text{rms}}$  und  $\alpha=37 \text{ nF}$

Im Bild 5 ist  $I_{\text{stim}}$  nach  $\beta_0$  und  $\beta_1$  bei einer Leistung von 20 W<sub>rms</sub>, einer Last von 1100  $\Omega$  und einer nominalen Kapazität von 37 nF dargestellt. Durch eine Erhöhung der Last von 1100  $\Omega$  auf 700  $\Omega$  wird eine Steigerung von  $I_{\text{stim}}$  über den gesamten Bereich von  $\beta_0$  und  $\beta_1$  hervorgerufen (s. **Bild 6**). Dies gilt ebenfalls für den bogenförmigen Bereich, in dem die stärkste Begrenzung von  $I_{\text{stim}}$  zu erkennen ist.



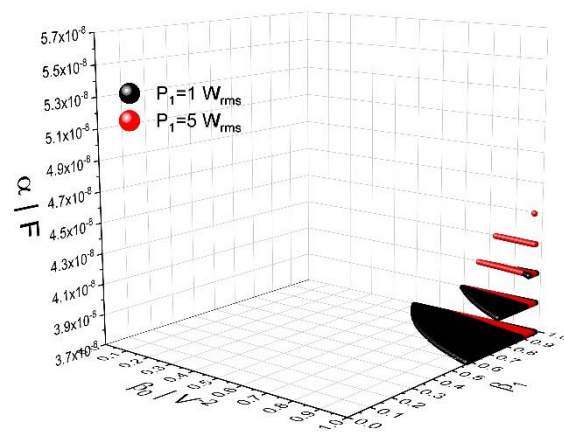
**Bild 6** Koeffizienten  $\beta_0$ ,  $\beta_1$  und  $I_{\text{stim}}$  für  $R_L=700 \Omega$ ,  $P_1=20 \text{ W}_{\text{rms}}$  und  $\alpha=37 \text{ nF}$

Eine direkte Konsequenz davon ist, dass die Anzahl an Koeffizienten  $\alpha$ ,  $\beta_0$  und  $\beta_1$ , bei denen die Bedingung  $I_{\text{stim}} \leq 2 \text{ mA}_{\text{rms}}$  erfüllt wird, geringer wird. Die Lösungen sind im **Bild 7** für eine Leistung von 1 (schwarz), 5 (rot), 10 (grün) und 20 W<sub>rms</sub> (blau) veranschaulicht. Bei einer jeweiligen Leistung von 1, 5, 10 und 20 W<sub>rms</sub> wurden bei einer Last von 1100  $\Omega$  insgesamt 74.721, 19.326, 5.650 und 4.370 Lösungen gefunden gegenüber einer Anzahl von 44.650, 2.086, 1.191 und 11 Lösungen bei einer Last von 700  $\Omega$ . Auch hier ist zu erkennen, dass überwiegend für alle Koeffizienten  $\beta_0$  und  $\beta_1$  bei einer Leistung von 1 W<sub>rms</sub> und einem Wert für  $\alpha$  von 37 nF die Bedingung erfüllt wird. Im Gegensatz zu einer Last von 1100  $\Omega$  (s. Bild 2), ist dies bei einem Wert für  $\alpha$  von 39 nF nicht mehr der Fall.



**Bild 7** Koeffizienten  $\alpha$ ,  $\beta_0$  und  $\beta_1$  für  $I_{\text{stim}} \leq 2 \text{ mA}_{\text{rms}}$ ,  $R_L=700 \Omega$  und  $1 \text{ W}_{\text{rms}} \leq P_1 \leq 20 \text{ W}_{\text{rms}}$

Aus dem Bild 7 ist zu erkennen, dass die Bedingung bei einem Wert für  $\alpha$  von 37 nF über einen Bereich von  $P_1$  von 1, 5 und 10 W<sub>rms</sub> mit gleichen Koeffizienten  $\beta_0$  und  $\beta_1$  eingehalten werden kann. Um nur einige zu nennen, liegt bei einem jeweiligen Wert für  $\beta_0$  von 0,6 V<sup>-2</sup>, 0,7 V<sup>-2</sup>, 0,8 V<sup>-2</sup> und 0,9 V<sup>-2</sup>  $\beta_1$  bei 0,93, 0,88, 0,86 und 0,83. Bei 20 W<sub>rms</sub> konvergieren die Koeffizienten überwiegend auf einen Wert für  $\alpha$  von 37 nF,  $\beta_1$  von 0,73 und einen Wertebereich für  $\beta_0$  von 0,93 V<sup>-2</sup> bis 0,99 V<sup>-2</sup> in 0,01 V<sup>-2</sup> Schritten. Dieser Bereich ist ebenfalls im Bild 6 auf der XY-Ebene in schwarz projiziert.



**Bild 8** Koeffizienten  $\alpha$ ,  $\beta_0$  und  $\beta_1$  für  $I_{\text{stim}} \leq 2 \text{ mA}_{\text{rms}}$ ,  $R_L=300 \Omega$  und  $1 \text{ W}_{\text{rms}} \leq P_1 \leq 5 \text{ W}_{\text{rms}}$



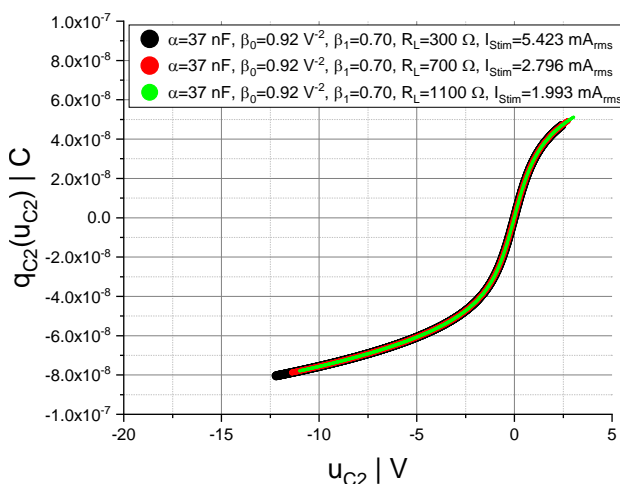
Bei einer Last  $R_L$  von  $1100\ \Omega$  konnte die Bedingung für eine Leistung  $P_1$  von  $1\ W_{rms}$  bis zu  $30\ W_{rms}$  erfüllt werden, gegenüber einer Verringerung auf bis zu  $20\ W_{rms}$  bei einer Last von  $700\ \Omega$ . Durch eine weitere Erhöhung der Last auf  $300\ \Omega$  wird diese Bedingung bei einer Leistung von  $1\ W_{rms}$  (schwarz) bis zu  $5\ W_{rms}$  (rot) eingehalten (s. **Bild 8**). Mit einem beispielhaften Koeffizienten  $\alpha$  von  $37\ nF$ ,  $\beta_1$  von  $0,99$  und  $\beta_0$  von  $0,66\ V^{-2}$  bis  $0,82\ V^{-2}$  in  $0,01\ V^{-2}$  Schritten, besteht die Möglichkeit die Bedingung über einen Wertebereich von  $P_1$  von  $1\ W_{rms}$  bis zu  $5\ W_{rms}$  bei einer Last von  $300\ \Omega$  einzuhalten.

Die Auswirkung der Last  $R_L$  und der Leistung  $P_1$  auf die Anzahl an Kombinationen von  $\alpha$ ,  $\beta_0$  und  $\beta_1$ , bei denen die Bedingung  $I_{Stim} \leq 2\ mA_{rms}$  eingehalten werden kann, ist in **Tabelle 2** zusammengefasst.

$P_1   W_{rms}$	$R_L   \Omega$		
	300	700	1100
1	1656	44650	74721
5	247	2086	19326
10	-/-	1191	5650
20	-/-	11	4370
30	-/-	-/-	1941

**Tabelle 2** Anzahl an Kombinationen von  $\alpha$ ,  $\beta_0$  und  $\beta_1$  bei denen die Bedingung  $I_{Stim} \leq 2\ mA_{rms}$  eingehalten wird

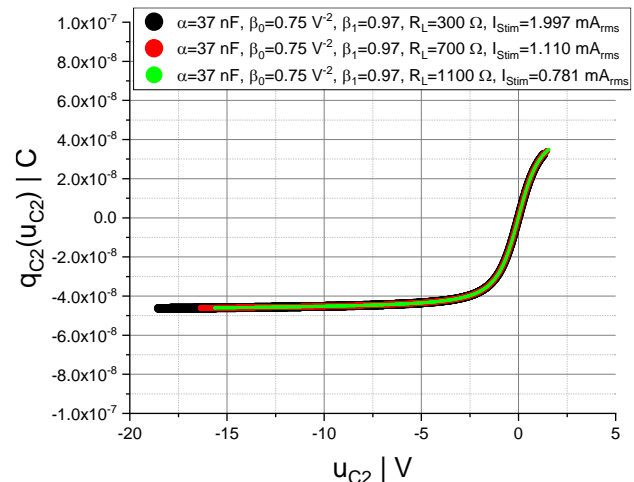
Die in **Bild 9** dargestellte Sigmoid-Funktion (1) erfüllt die Bedingung  $I_{Stim} \leq 2\ mA_{rms}$  in einem Leistungsbereich zwischen  $1\ W_{rms}$  und  $5\ W_{rms}$  bei einer Last von  $300\ \Omega$ ,  $700\ \Omega$  und  $1100\ \Omega$ . Die Koeffizienten  $\alpha$ ,  $\beta_0$  und  $\beta_1$  haben jeweils den Wert von  $37\ nF$ ,  $0,75\ V^{-2}$  und  $0,97$ . Bei einer Last von  $300\ \Omega$ ,  $700\ \Omega$  und  $1100\ \Omega$  resultiert jeweils ein Stimulationsstrom von  $1,997\ mA_{rms}$ ,  $1,11\ mA_{rms}$  und  $0,781\ mA_{rms}$ , gegenüber  $12,638\ mA_{rms}$ ,  $5,694\ mA_{rms}$  und  $3,689\ mA_{rms}$  im linearen Fall ( $\beta_0=0\ V^{-2}$ ,  $\beta_1=0$ ).



**Bild 9** Sigmoid-Funktion für  $I_{Stim} \leq 2\ mA_{rms}$  und  $P_1=5\ W_{rms}$

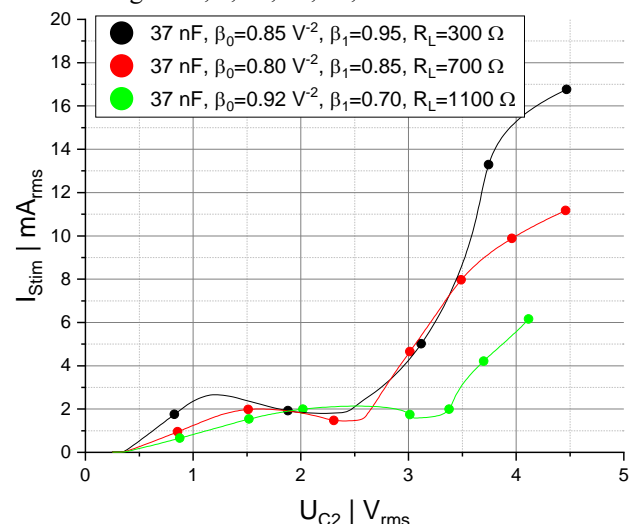
Durch eine Begrenzung des maximalen Wertes von  $I_{Stim}$  bei einer maximalen Last von  $300\ \Omega$  und einer maximal vorgegebenen Leistung wird die Bedingung auch für geringere Lasten und Leistungen erfüllt.

Wenn jedoch der maximale Wert von  $I_{Stim}$  für die geringste Last erreicht wird, dann kann die Bedingung für höhere Lasten nicht mehr eingehalten werden. Mit der Sigmoid-Funktion in **Bild 10** wurde  $I_{Stim}$  bei einer Leistung von  $30\ W_{rms}$  und einer Last von  $1100\ \Omega$  auf einen Wert von  $1,993\ mA_{rms}$  begrenzt. Durch eine Erhöhung der Last auf  $700\ \Omega$  und  $300\ \Omega$  resultiert ein jeweiliger Strom von  $2,796\ mA_{rms}$  und  $5,423\ mA_{rms}$ .



**Bild 10** Sigmoid-Funktion mit  $\alpha=37\ nF$ ,  $\beta_0=0,92\ V^{-2}$ ,  $\beta_1=0,7$  und  $P_1=30\ W_{rms}$

Im **Bild 11** ist  $I_{Stim}$  in Abhängigkeit des quadratischen Mittelwerts  $U_{C2}$  der induzierten Spannung  $u_{C2}(t)$  im eingeschwungenen Zustand dargestellt. Die Koeffizienten der Sigmoid-Funktion wurden aus den Berechnungen so bestimmt, dass bei einer Last von  $300\ \Omega$  (schwarz),  $700\ \Omega$  (rot) und  $1100\ \Omega$  (grün) die Bedingung über einen möglichst großen Bereich von  $P_1$  erfüllt werden kann. Die jeweiligen Werte von  $U_{C2}$  resultieren aus einer Einstellung der Leistung auf  $1, 5, 10, 20, 30, 40$  und  $50\ W_{rms}$ .



**Bild 11** Stimulationsstrom in Abhängigkeit der induzierten Spannung für  $1\ W_{rms} \leq P_1 \leq 50\ W_{rms}$

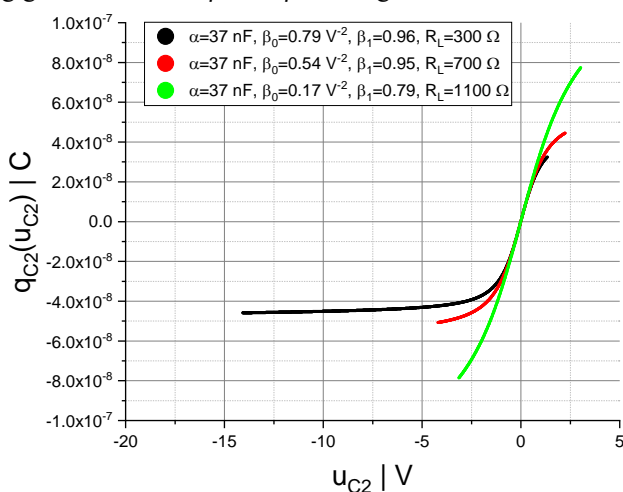
Die Ergebnisse zeigen, dass sich eine Begrenzung von  $I_{Stim}$  über einen möglichst großen Bereich von  $P_1$  bei einer Last von  $1100\ \Omega$  erreichen lässt. Durch Erhöhung der Leistung

von  $1 W_{\text{rms}}$  auf  $5 W_{\text{rms}}$  resultiert ein Wert für  $I_{\text{stim}}$  von  $0,659 \text{ mA}_{\text{rms}}$  und  $1,534 \text{ mA}_{\text{rms}}$ . In einem Bereich der Leistung von jeweils 10, 20 und  $30 W_{\text{rms}}$  lässt sich  $I_{\text{stim}}$  auf einen Wert von  $1,995 \text{ mA}_{\text{rms}}$ ,  $1,74 \text{ mA}_{\text{rms}}$  und  $1,993 \text{ mA}_{\text{rms}}$  einstellen. Für höhere Leistungen von 30 und  $50 W_{\text{rms}}$  resultieren Ströme von  $4,212 \text{ mA}_{\text{rms}}$  und  $6,155 \text{ mA}_{\text{rms}}$ . Bei einer Last von  $700 \Omega$  wird durch eine Erhöhung der Leistung von  $1 W_{\text{rms}}$  auf  $5 W_{\text{rms}}$  eine Steigerung von  $I_{\text{stim}}$  von  $0,953 \text{ mA}_{\text{rms}}$  auf  $1,981 \text{ mA}_{\text{rms}}$  hervorgerufen. Eine weitere Erhöhung von  $P_1$  auf  $10 W_{\text{rms}}$  führt zu einer Verkleinerung von  $I_{\text{stim}}$  auf  $1,477 \text{ mA}_{\text{rms}}$ . Bei einem Wert für  $P_1$  von jeweils 20, 30, 40 und  $50 W_{\text{rms}}$  resultieren Ströme von  $4,654 \text{ mA}_{\text{rms}}$ ,  $7,972 \text{ mA}_{\text{rms}}$ ,  $9,884 \text{ mA}_{\text{rms}}$  und  $11,168 \text{ mA}_{\text{rms}}$ . Die Bedingung kann somit bei einer Last von  $700 \Omega$  in einem Bereich von  $P_1$  für 1, 5 und  $10 W_{\text{rms}}$  erfüllt werden.

Der Bereich von  $P_1$  in dem  $I_{\text{stim}}$  begrenzt werden kann verkleinert sich durch eine weitere Erhöhung der Last auf  $300 \Omega$  weiterhin. Hier lässt sich ein Wert für  $I_{\text{stim}}$  von  $1,752 \text{ mA}_{\text{rms}}$  und  $1,924 \text{ mA}_{\text{rms}}$  bei einer Leistung von  $1 W_{\text{rms}}$  und  $5 W_{\text{rms}}$  beobachten. In diesem Bereich wird einen maximalen Strom von  $2,655 \text{ mA}_{\text{rms}}$  erreicht. Oberhalb dieses Bereichs resultieren Ströme von  $5,011 \text{ mA}_{\text{rms}}$ ,  $13,289 \text{ mA}_{\text{rms}}$ ,  $16,764 \text{ mA}_{\text{rms}}$ ,  $17,889 \text{ mA}_{\text{rms}}$  und  $19,433 \text{ mA}_{\text{rms}}$ . Die in Bild 11 dargestellten Begrenzungen von  $I_{\text{stim}}$  konnten ebenfalls in unseren vorherigen experimentellen Untersuchungen beobachtet werden [18, 22].

## 4 Diskussion

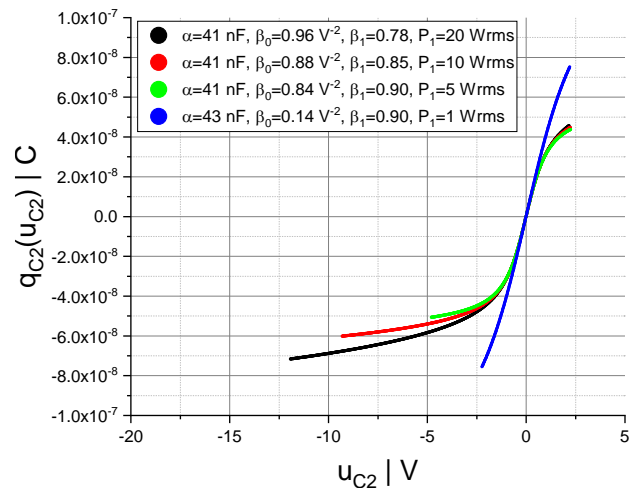
Aus den Berechnungen ist zu sehen, dass sich unter Verwendung einer statischen Sigmoid-Funktion, einer konstanten Frequenz und einem konstanten Kopplungsfaktor ein annähernd leistungsunabhängiger Stimulationsstrom einstellen lässt. Der Bereich der Leistung, in dem dies möglich ist, ist abhängig von der Last. Um  $I_{\text{stim}}$  über einen Bereich der Last von  $300 \Omega$ ,  $700 \Omega$  und  $1100 \Omega$  konstant auf  $2 \text{ mA}_{\text{rms}}$  mit einer Toleranz von  $\pm 1\%$  zu halten, zeigen die Berechnungen, dass diese Bedingung spannungsabhängige Koeffizienten  $\beta_0$  und  $\beta_1$  benötigt.



**Bild 12** Sigmoid-Funktion für  $I_{\text{stim}}=2 \text{ mA}_{\text{rms}}\pm 1\%$  und  $P_1=5 W_{\text{rms}}$

Der Koeffizient  $\alpha$  kann hierbei entweder spannungsabhängig oder konstant sein. Exemplarische Verläufe einer Sigmoid-Funktion, die diese Bedingung erfüllt, sind in **Bild 12** dargestellt. Durch eine Erhöhung der Last von  $1100 \Omega$  auf  $700 \Omega$  und  $300 \Omega$  erfolgt eine asymmetrische Verteilung der Spannung über den nichtlinearen Kondensator  $C_2$ . Dies ist auch mit einer statischen Sigmoid-Funktion in den Bildern 9 und 10 zu sehen. Um hier einen konstanten Wert von  $I_{\text{stim}}$  auf  $2 \text{ mA}_{\text{rms}}\pm 1\%$  mit einer nominalen Kapazität von  $37 \text{ nF}$  zu erzielen, müssten mit zunehmender Last die Koeffizienten  $\beta_0$  und  $\beta_1$  ebenfalls zunehmen, da ansonsten eine Erhöhung der Last zu einem Anstieg von  $I_{\text{stim}}$  führen würde. Um diesem Anstieg entgegen zu wirken, ist eine höhere Nichtlinearität erforderlich (s. Bilder 2, 7, 8). Die Zunahme der Nichtlinearität der Sigmoid-Funktion resultiert in einer stärkeren Begrenzung der elektrischen Ladung  $q$  bei zunehmender Spannung  $u$ . Diese stärkere Begrenzung, dargestellt durch den flacheren Verlauf von  $q$  nach  $u$ , führt zu stärkeren negativen induzierten Spannungen.

Im Fall einer Last von  $300 \Omega$  und einer nominalen Kapazität von  $37 \text{ nF}$  wird mit einem Wert für  $\beta_0$  und  $\beta_1$  von  $0,75 \text{ V}^{-2}$  und  $0,9$  eine Spannung von  $-18,5 \text{ V}$  bei einer Leistung von  $5 W_{\text{rms}}$  induziert (s. Bild 9), gegenüber einer Spannung von  $-12,2 \text{ V}$  bei einer Leistung von  $30 W_{\text{rms}}$  mit einem Wert für  $\beta_0$  und  $\beta_1$  von  $0,92 \text{ V}^{-2}$  und  $0,70$  (s. Bild 10). Im Gegensatz zu einer Erhöhung der Last erfordert eine Zunahme der Leistung bei einer nominalen Kapazität von  $41 \text{ nF}$  geringere Werte von  $\beta_0$  und  $\beta_1$ , um  $I_{\text{stim}}$  auf einem Wert von  $2 \text{ mA}_{\text{rms}}\pm 1\%$  zu halten. Exemplarische Verläufe der Sigmoid-Funktion hierfür sind für eine Last von  $700 \Omega$  in **Bild 13** dargestellt.



**Bild 13** Sigmoid-Funktion für  $I_{\text{stim}}=2 \text{ mA}_{\text{rms}}\pm 1\%$  und  $R_L=700 \Omega$

Die deutlichen Unterschiede im Verlauf der Sigmoid-Funktion bei einer zunehmenden Last von  $1100 \Omega$  auf  $700 \Omega$  (s. Bild 12) und einer zunehmenden Leistung von  $1 W_{\text{rms}}$  auf  $5 W_{\text{rms}}$  (s. Bild 13) resultieren aus der strengen Bedingung  $I_{\text{stim}}$  auf einem konstanten Wert von  $2 \text{ mA}_{\text{rms}}$  mit einer Toleranz von  $1\%$  zu halten. Mit größeren Toleranzen können diese Unterschiede fließender werden.

## 5 Zusammenfassung

In diesem Beitrag wurden die nichtlinearen Effekte von Keramikkondensatoren auf die Energieübertragung induktiv gekoppelter, implantierbarer Mikrostimulatoren simuliert. Zu diesem Zweck wurden in einer vorherigen Studie die Nichtlinearitäten ausgewählter, kommerziell erhältlicher Keramikkondensatoren gemessen [17]. Durch eine Reihen- und/oder Parallelschaltung von mehreren nichtlinearen Kondensatoren resultieren spezifische Nichtlinearitäten. Diese wurden mit einer Sigmoid-Funktion (1) modelliert. Die Simulationsergebnisse zeigen, dass die Begrenzung des Stimulationsstroms nur bis auf einen bestimmten Wert möglich ist. Eine maximale Begrenzung des Stimulationsstroms erfordert eine spezifische Nichtlinearität, gemäß des in den Bildern 5 und 6 dargestellten bogenförmigen Bereichs. Bei zunehmender Leistung führt eine zu hohe Nichtlinearität zu einem starken Anstieg des Stimulationsstroms (s. Bild 5, 6). Um diesen instabilen Zustand, der auch in unseren experimentellen Untersuchungen beobachtet wurde [18, 22], zu vermeiden, muss bei zunehmender Leistung die Nichtlinearität abnehmen. Mit anderen Worten, bei einer konstanten nominalen Kapazität und zunehmender Leistung wird der bogenförmige Bereich zu geringeren Werten von  $\beta_0$  und  $\beta_1$  verschoben (s. Bild 2). Die bisherigen Ergebnisse liefern bereits wichtige Erkenntnisse für den Entwurf einer geregelten Energiegewinnung implantierbarer, draht- und batterieloser Mikrostimulatoren, unter Ausnutzung der nichtlinearen Eigenschaften kommerziell erhältlicher Keramikkondensatoren. Der Vorteil dieses Regelungsprinzips besteht darin, dass nur eine sehr geringe Anzahl an Komponenten erforderlich ist und es werden keine ICs benötigt, was hinsichtlich des Miniatürisierungsgrades und der Fertigungskosten von Vorteil ist. Die Systemmodellierung ermöglicht die Untersuchung des Einflusses von Topologien bestehend aus Reihen- und/oder Parallelschaltungen nichtlinearer Kondensatoren auf die induktive Energieversorgung implantierbarer Mikrostimulatoren.

In einem nächsten Schritt soll das dynamische Verhalten ferroelektrischer Hysteresen der ausgewählten nichtlinearen Keramikkondensatoren mittels eines Sawyer-Tower-Messaufbaus untersucht werden und in die Systemmodellierung einfließen. Dies soll basierend auf einer geeigneten Modellierung von ferroelektrischen Materialien geschehen [23]. Die Untersuchungen zur Realisierung einer eingebetteten Closed-Loop Regelung des Stimulationsstroms mittels einer geeigneten Schaltungstopologie von nichtlinearen Kondensatoren soll unter dieser zusätzlichen Berücksichtigung von hysteretischen Effekten fortgeführt werden.

## 6 Danksagung

Diese Arbeit wurde vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF, Förderungsnummer 16SV7637K) unterstützt.

## 7 Literatur

- [1] Sterman, J., Cunqueiro, A., Dym, R. J., Spektor, M., Lipton, M. L., Revzin, M. V. u. Scheinfeld, M. H.: Implantable Electronic Stimulation Devices from Head to Sacrum: Imaging Features and Functions. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 39 (2019) 4, S. 1056–1074
- [2] Sivaji, V., Grasse, D. W., Hays, S. A., Bucksot, J. E., Saini, R., Kilgard, M. P. u. Rennaker, R. L.: ReStore: A wireless peripheral nerve stimulation system. *Journal of neuroscience methods* 320 (2019), S. 26–36
- [3] Bolash, R., Creamer, M., Rauck, R., Vahedifar, P., Calodney, A., Fox, I., Özaktay, C., Panchal, S., Vanquathem, N. u. Yasin, M.: Wireless High-Frequency Spinal Cord Stimulation (10 kHz) Compared with Multiwaveform Low-Frequency Spinal Cord Stimulation in the Management of Chronic Pain in Failed Back Surgery Syndrome Subjects: Preliminary Results of a Multicenter, Prospective Randomized Controlled Study. *Pain medicine (Malden, Mass.)* 20 (2019) 10, S. 1971–1979
- [4] Stimwave Receives FDA Approval for High Frequency IDE Utilizing the World's First and Only Eight-Electrode, Multi-Programmable Wireless Miniature Injectable Stimulator. 2015
- [5] Stimwave receives CE mark approval for Freedom-8A spinal cord stimulation system. 2015
- [6] Miller, J. P., Eldabe, S., Buchser, E., Johaneck, L. M., Guan, Y. u. Linderroth, B.: Parameters of Spinal Cord Stimulation and Their Role in Electrical Charge Delivery: A Review. *Neuromodulation : journal of the International Neuromodulation Society* 19 (2016) 4, S. 373–384
- [7] BlueWind Medical Announces CE-Mark for BlueWind RENOVA™, the first in the world miniature wireless neurostimulator to treat Overactive Bladder. 2016
- [8] Te Dorsthorst, M., van Balken, M. u. Heesakkers, J.: Tibial nerve stimulation in the treatment of overactive bladder syndrome: technical features of latest applications. *Current opinion in urology* 30 (2020) 4, S. 513–518
- [9] Eastwood, P. R., Barnes, M., MacKay, S. G., Wheatley, J. R., Hillman, D. R., Nguyễn, X.-L., Lewis, R., Campbell, M. C., Pételle, B., Walsh, J. H., Jones, A. C., Palme, C. E., Bizon, A., Meslier, N., Bertolus, C., Maddison, K. J., Laccourreye, L., Raux, G., Denoncin, K., Attali, V., Gagnadoux, F. u. Launois, S. H.: Bilateral hypoglossal nerve stimulation for treatment of adult obstructive sleep apnoea. *The European respiratory journal* 55 (2020) 1
- [10] Nyxoah SA: Nyxoah Receives European CE Mark Approval for the Genio® System, a Disruptive Neurostimulation Solution for Obstructive Sleep Apnea Therapy. 2019
- [11] Texas Biomedical Device Center: FDA Approves First in Human Study Using the TxBDC ReStore Device. 2020

- [12] Choi, Y. S., Yin, R. T., Pfenniger, A., Koo, J., Avila, R., Benjamin Lee, K., Chen, S. W., Lee, G., Li, G., Qiao, Y., Murillo-Berlitz, A., Kiss, A., Han, S., Lee, S. M., Li, C., Xie, Z., Chen, Y.-Y., Burrell, A., Geist, B., Jeong, H., Kim, J., Yoon, H.-J., Banks, A., Kang, S.-K., Zhang, Z. J., Haney, C. R., Sahakian, A. V., Johnson, D., Efimova, T., Huang, Y., Trachiotis, G. D., Knight, B. P., Arora, R. K., Efimov, I. R. u. Rogers, J. A.: Fully implantable and bioresorbable cardiac pacemakers without leads or batteries. *Nature biotechnology* 39 (2021) 10, S. 1228–1238
- [13] Brindley, G. S.: Sensations produced by electrical stimulation of the occipital poles of the cerebral hemispheres, and their use in constructing visual prostheses. *Annals of the Royal College of Surgeons of England* 47 (1970) 2, S. 106–108
- [14] Millard, R. E. u. Shepherd, R. K.: A fully implantable stimulator for use in small laboratory animals. *Journal of neuroscience methods* 166 (2007) 2, S. 168–177
- [15] Khalifa, A., Liu, Y., Karimi, Y., Wang, Q., Eisape, A., Stanacevic, M., Thakor, N., Bao, Z. u. Etienne-Cummings, R.: The Microbead: A 0.009 mm<sup>3</sup> Implantable Wireless Neural Stimulator. *IEEE transactions on biomedical circuits and systems* 13 (2019) 5, S. 971–985
- [16] Cogan, S. F.: Neural stimulation and recording electrodes. *Annual review of biomedical engineering* 10 (2008), S. 275–309
- [17] Olsommer, Y. u. Ihmig, F. R.: Investigation of an embedded closed-loop stimulation current control principle based on the use of nonlinear ceramic capacitors. *Current Directions in Biomedical Engineering* 7 (2021) 2, S. 53–56
- [18] Olsommer, Y. u. Ihmig, F. R.: Experimental Characterization of Ferroelectric Capacitor Circuits for the Realization of Simply Designed Electroceuticals. *Electronic Materials* 2 (2021) 3, S. 299–311
- [19] Wei, X. F. u. Grill, W. M.: Impedance characteristics of deep brain stimulation electrodes in vitro and in vivo. *Journal of neural engineering* 6 (2009) 4, S. 46008
- [20] RNS® System User Manual, NeuroPace
- [21] Clinician's Manual. Proclaim™ Implantable Pulse Generator, Models 3660, 3661, 3662, 3663, 3665, 3667, Abbott
- [22] Olsommer, Y. u. Ihmig, F. R.: Consistent and Efficient Modeling of the Nonlinear Properties of Ferroelectric Materials in Ceramic Capacitors for Frugal Electronic Implants. *Sensors (Basel, Switzerland)* 20 (2020) 15
- [23] Montegiglio, P., Maruccio, C., Acciani, G., Rizzello, G. u. Seelecke, S.: Nonlinear multi-scale dynamics modeling of piezoceramic energy harvesters with ferroelectric and ferroelastic hysteresis. *Nonlinear Dynamics* 100 (2020) 3, S. 1985–2003