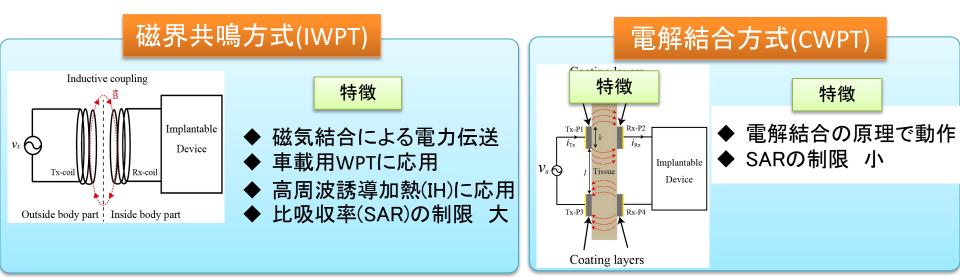
研究背景•目的



従来型医療用WPT方式





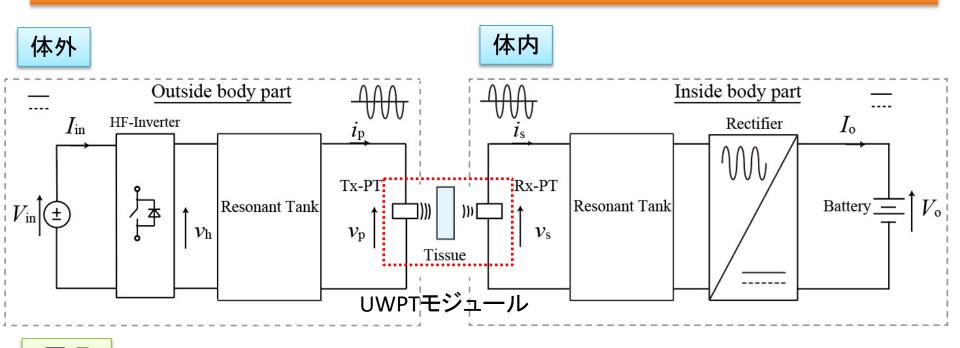
既存技術との比較

	手術時 精神的 リスク	手術時 感染症 リスク	医療費 経済的 リスク	給電効率	人体影響
取換え手術既存	×	×	×		× 侵襲性高い リード線の接触不良 感染症のリスク
磁界共鳴 IWPT 既存		0	0	短い距離で大電力 が伝送可能	△ 高周波誘導電流 による発熱
電界結合 CWPT 既存	0	0	0	▲ 誘電体損失が 発生	△ 金属プレート 加熱が発生
超音波 UWPT 提案			0	米 音波減衰 大	

研究背景•目的



〗 超音波振動方式UWPTシステム



原理

高周波インバータから出力される電圧 v_p に応じて送電側PT(Tx-PT)が超音波振動を発生



圧電逆効果

体細胞(Tissue)から伝わる振動エネルギーを受けて受電側PT(Rx-PT)が高周波電流を生成



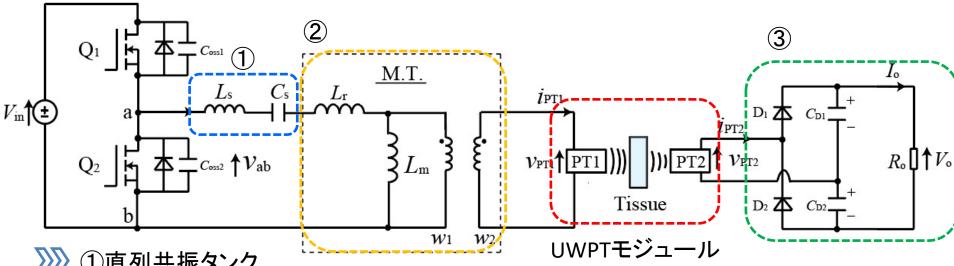
圧電効果

高周波整流回路を通じてインプラント機器内蔵のバッテリーを充電

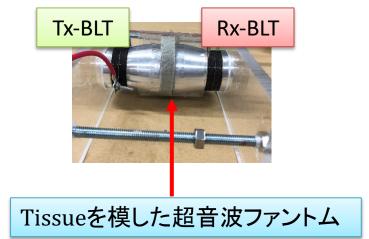


回路構成

設計が容易な工業用周波数領域にて駆動するUWPTシステムを構築

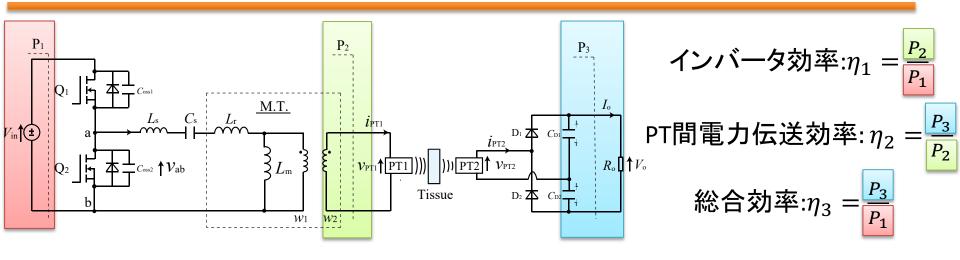


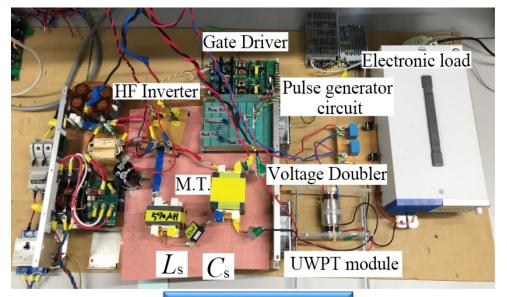
- ①直列共振タンク
- ◆受電側の共振タンクも一括して送電側に設置
- ◆送電側・受電側の電力補償および波形改善
- ②整合トランス(M.T.)
 - ◆負荷直列共振の鋭さQを調整
 - ◆ Tx-PT(PT1)の電圧を昇圧
- ③全波倍電圧整流回路(Voltage doubler)
 - ◆Rx-PT(PT2)で発電する微小電圧*v_{PT2}*を昇圧





M.T.方式UWPTシステム 》 試作器仕様





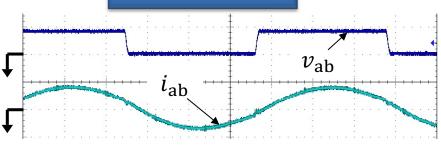
試作器概観

Item	Symbol	Value[Unit]	
Input voltage	V_{in}	30 [V]	
Operating frequency	$f_{ m s}$	39.3 [kHz]	
Load resistor	$R_{ m o}$	$200 [\Omega]$	
Dead time interval	$T_{ m d}$	500[ns]	
Series resonant inductor	$L_{ m s}$	570 [μH]	
Series resonant capacitor	$C_{ m s}$	33 [nF]	
Quality factor	Q	5	
Windings turns ratio of M.T.	w_1/w_2	5/14	
Magnetizing inductance	L_{m}	570 [μH]	
Leakage inductance	$L_{\rm r}$	11 [μH]	

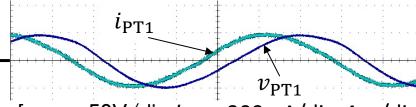
M.T.方式UWPTシステム

実証評価

各種動作波形

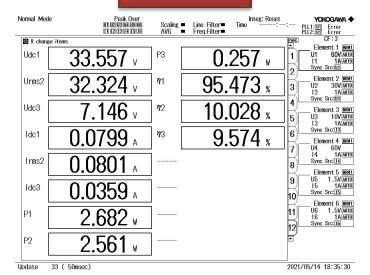


 $[v_{\mathrm{ab}}: 25\mathrm{V/div}, i_{\mathrm{ab}}: 400\mathrm{mA/div}, 4\mu\mathrm{s/div}]$



 $[v_{\mathrm{PT1}}:50\mathrm{V/div},i_{\mathrm{PT1}}:20\mathrm{0mA/div},4\mu\mathrm{s/div}]$

実測効率



直列共振タンクの効果で i_{ab} と i_{PT1} が共振波形



UWPTモジュール等価回路のモデリング手法 + 共振回路設計の有用性を実証

インバータ効率:
$$\eta_1 = \frac{P_2}{P_1} = 95[\%]$$

PT間電力伝送効率: $\eta_2 = \frac{P_3}{P_2} = 10[\%]$

総合効率:
$$\eta_3 = \frac{P_3}{P_1} = 9.6[\%]$$

- ≫目標値10%に近い総合効率9.6%を達成
- ⇒提案システムの有用性を実証