



Etude d'un stent aortique comme transpondeur biomédical RFID

**Journée scientifiques 2014
L'HOMME CONNECTÉ**

25 et 26 mars 2014

Hakeim TALLEB & Gérard SOU

Sorbonne Universités, UPMC Univ Paris 06
Laboratoire d'Électronique et Électromagnétisme-L2E

Anévrismes de l'Aorte Abdominale, AAA

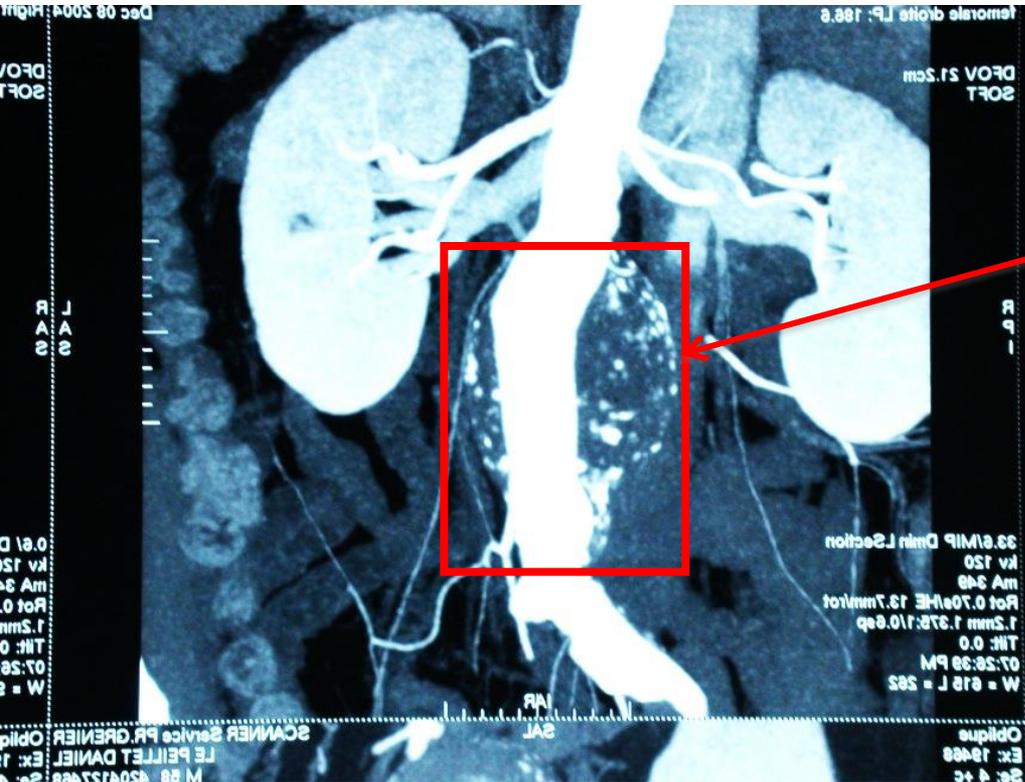
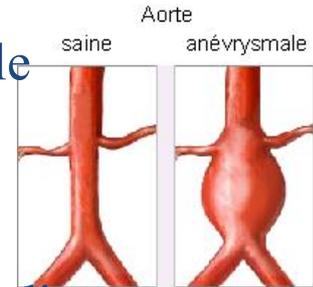


Image ANR ENDOCOM

Gonflement ou dilatation de l'aorte

10% rupture l'année si le diamètre >50mm



Lors de la rupture:

- 50% décès pré-hospitaliers
- Mortalité opératoire: 50-80%

Facteurs de risque :

Etre âgé de plus de 50 ans, 6 à 7% des patients de plus de 65 ans

Tabagie ou antécédents de tabagie

Artères obstruées (athérosclérose)

Hypertension

Antécédents familiaux (facteurs génétiques)

Taux de cholestérol élevé (hypercholestérolémie)

Solution par chirurgie conventionnelle

Remplacement de la partie anévrismale par un tube synthétique

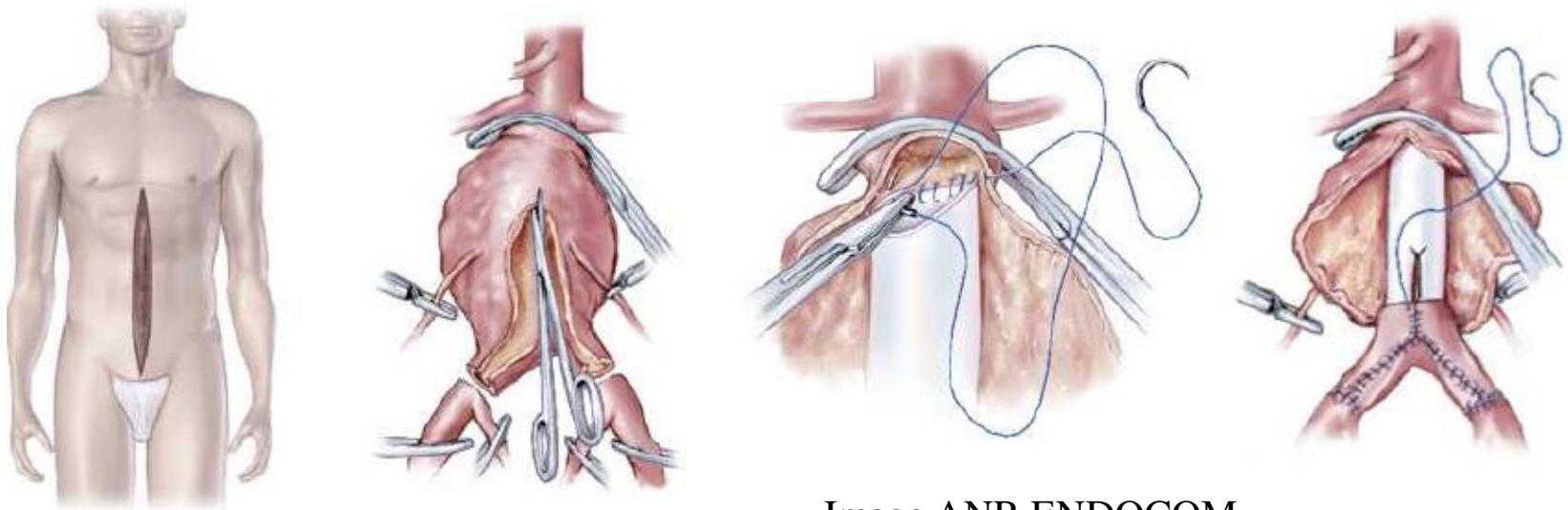


Image ANR ENDOCOM

Avantage : Faible mortalité

Inconvénients : Nécessité de faire une laparotomie => Méthode agressive et lourde pour les patients à risque

Dysfonctionnement génitale chez l'homme

Solution par traitement endovasculaire

Stent = dispositif métallique maillé et tubulaire

Principe : Pénétration stent via un cathéter par voie fémorale puis progression par voie endovasculaire jusqu'à l'AAA

Avantages :

Solution mini-invasive=> Peu agressive

Adaptée chez les sujets à risque

Très faible mortalité

Inconvénient : Risques d'endofuites => **Surveillance régulière par imagerie (scanner, IRM)** au moins 5fois la première année, puis tous les 6 mois)

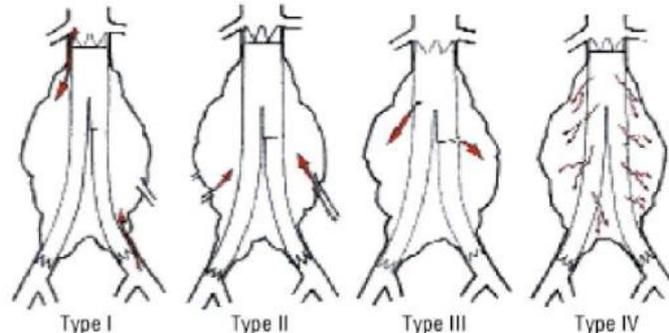
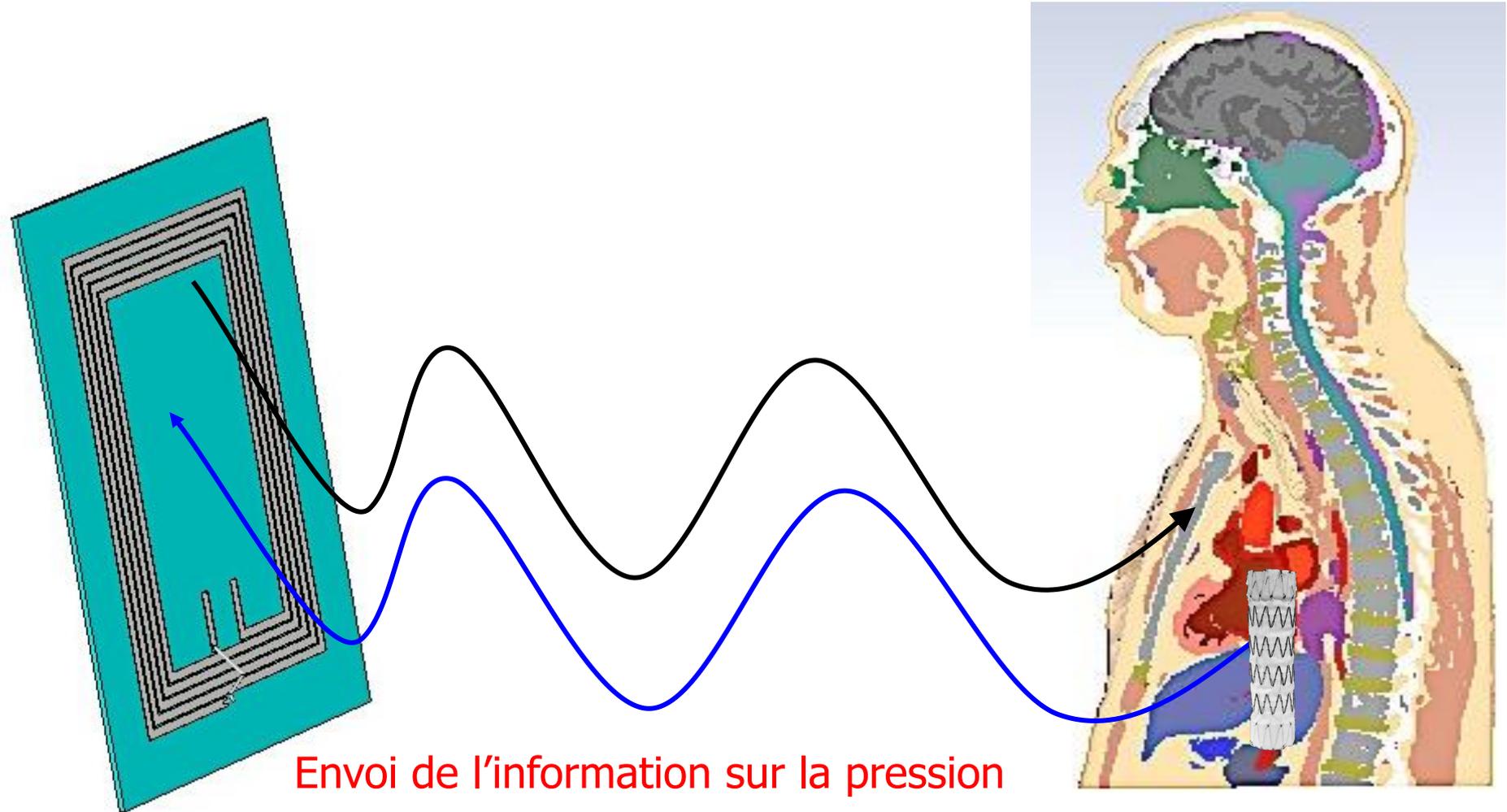


Image ANR ENDOCOM

Image ANR ENDOCOM

Solution par électronique embarquée



Choix de la fréquence de travail

Fréquence	Normes	Portée lecture	Champ	Couplage	Influence corps humain
125 kHz	ISO 14223 et 18000-2	10 cm	Quasi-statique	Magnétique	Aucune
13,56 MHz	ISO 14443 et 18000-3, 15693	10 cm à 1 m	Quasi-statique	Magnétique	Faible atténuation
860-950 MHz	ISO 18000-6	2 m EU 5 m USA	Rayonné	Radiatif	Atténuation
2,45 GHz	ISO 18000-4	10 m	Rayonné	Radiatif	Très forte

Portée de lecture à 13.56 MHz > 125kHz

Dimensions 125 kHz > 13,56 MHz , Nombreux Systèmes existants à 13.56MHz,

Coûts faibles

Couplage inductif

- **L'énergie est emmagasinée, ne se propage pas**
- **Hypothèse quasi-stationnaire**
- **Le champ magnétique est découplé du champ électrique**
- **Le champ magnétique décroît avec le cube de la distance**



Puissance maximale à respecter 10mW

Premières solutions par téléalimentation

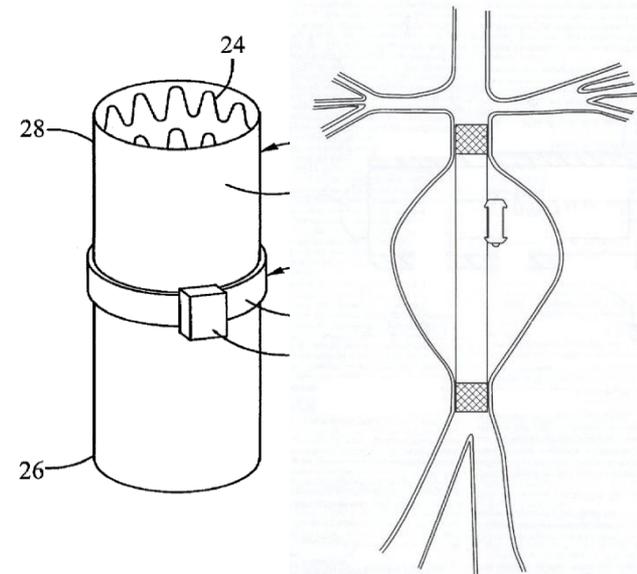
– CardioMEMS ⇒ 2000

- Capteur de pression passif (circuit résonnant) à basses fréquences (AM).
- Largué dans la poche



– Remon Medical Technology ⇒ 2002

- Capteur de pression positionné sur le Stent
- Communication par ondes acoustiques



Inconvénient: Problèmes de fiabilité

Solutions par téléalimentation

En France deux projets ANR TESCAN 2007-2012

CAPELECMED : CAPture ELEctronique de données MEDicales.

Partenaires : Vectrawave, UPMC-L2E, Pitié-Salpêtrière, NXP, Memscap, HEGP, and iTTEK

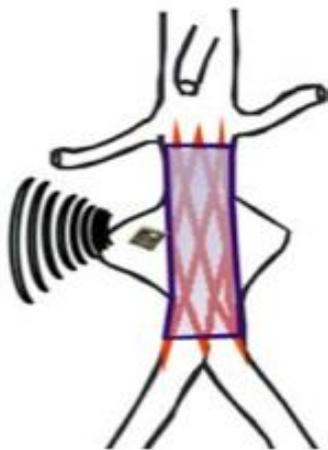


Image ANR CAPELECMED

ENDOCOM : ENDOprothèse COMmunicante

Partenaires:UPMC-SYEL, UPMC-L2E, IJLRA, UTC, INRIA, INRA, IRPHE, Pitié-Salpêtrière, Orange Labs.

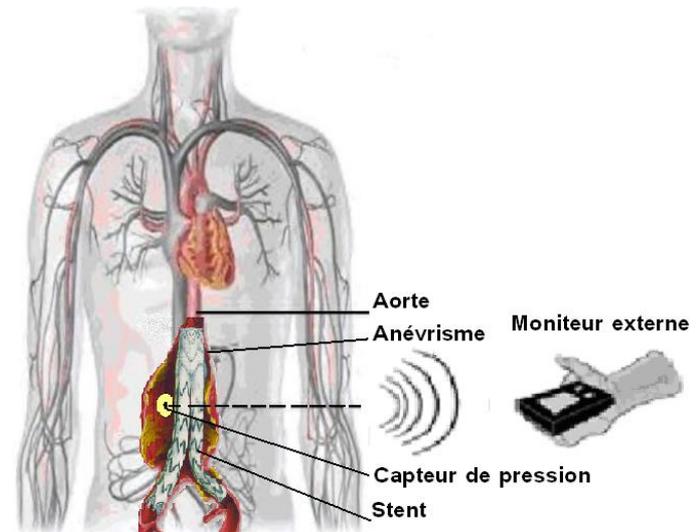


Image ANR ENDOCOM

Solutions par téléalimentation

Nécessité d'ajouter au capteur de pression une antenne RFID fonctionnant à 13.56MHz de petites dimensions qui respecte la norme ISO15693 ou ISO14443 concernant la limitation du champ magnétique de l'antenne d'émission à 5A/m.

CAPELECMED

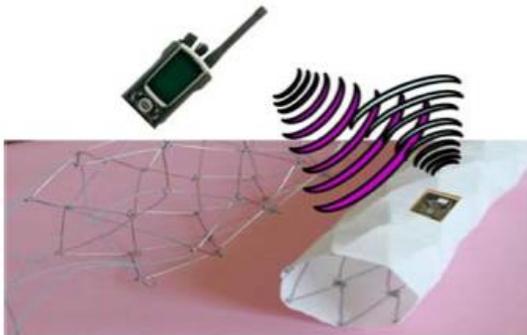


Image ANR CAPELECMED

Inconvénient :

Coefficient de qualité faible

=> Distance de mesure max $\approx 5\text{cm}$

ENDOCOM

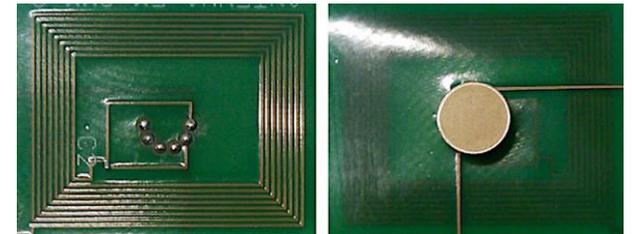
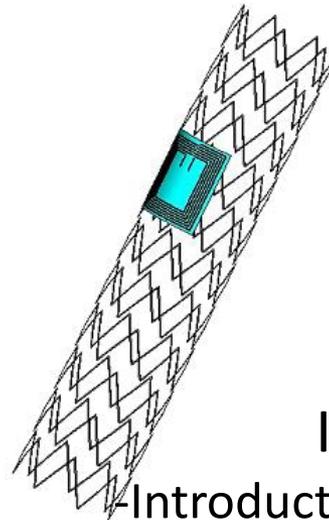
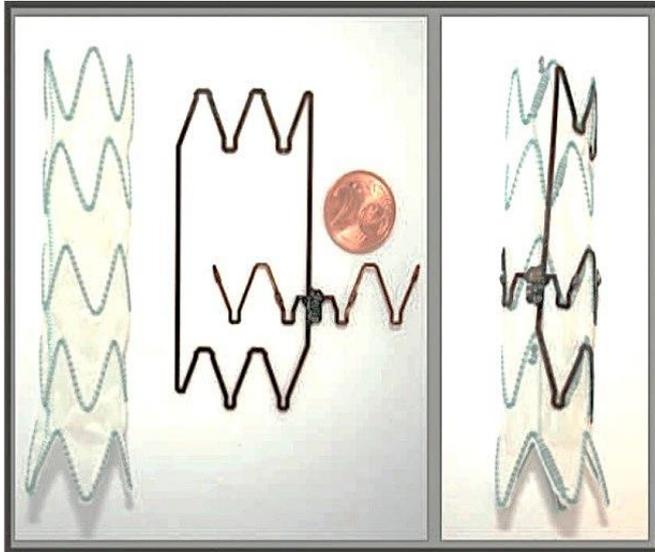


Image ANR ENDOCOM

Inconvénients :

- Introduction d'une manière invasive
- Protéger l'antenne par une fine couche biocompatible

Solutions par téléalimentation

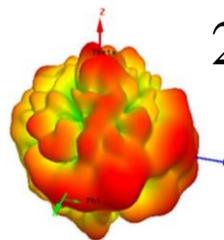
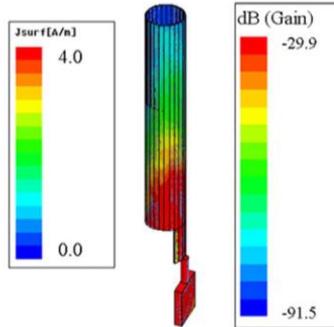
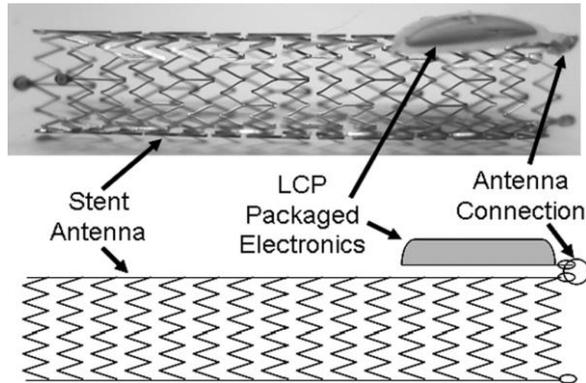


Inconvénients :

- Faible coefficient de qualité => Nécessité d'utiliser une antenne d'émission ne respectant pas la norme ISO15693
- Introduction d'une manière invasive

Bradford B., Krautschneider W., Schröder D. "Wireless Power and Data Transmission for a Pressure Sensing Medical Implant", *BMT 2010, Proceedings of the Biomedizinische Technik Conference*, Germany, October 2010.

Solutions par téléalimentation



2.4GHz

Inconvénients :

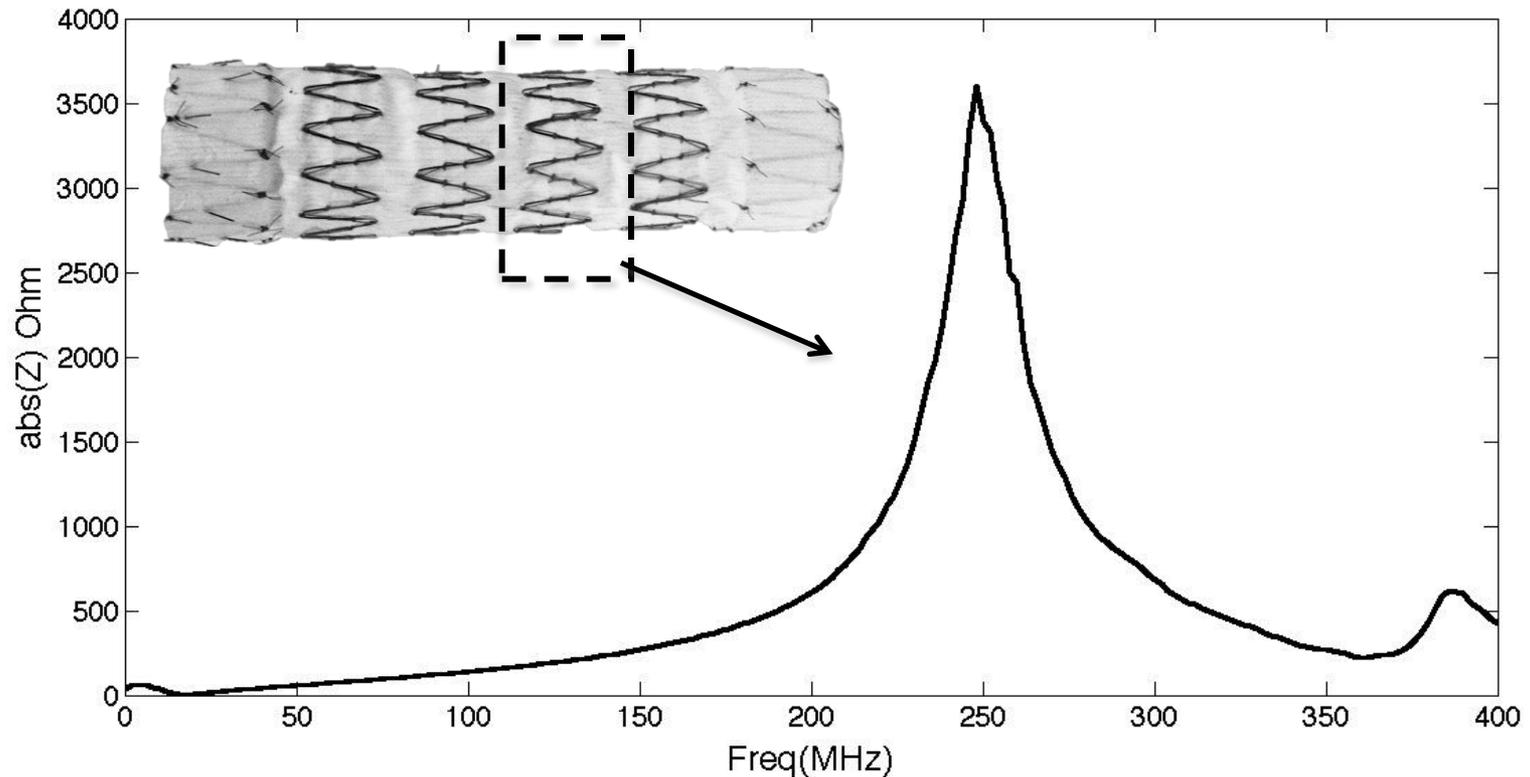
- Gain trop faible + absorption des ondes par le corps=> Nécessité d'utiliser une antenne d'émission ne respectant pas les normes de dosimétrie à 2.4GHz
- Introduction d'une manière invasive

TABLE I
POWER RECEIVED FROM THE IMPLANTABLE STENT-BASED TRANSMITTER

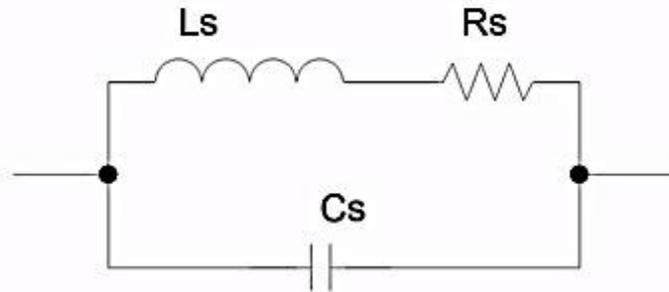
Environment	Stent	Polarization	Received Power (dBm) ^a	Power Loss (dB)
Simulation	Formula	Co	--	28 ^b
	418 / Zilver 635			
Free Space	Formula	Co	-27.142	--
	418 / Zilver 635			
Free Space	Formula 418 / Zilver 635	Cross	-35.788	--
Implanted	Formula 418	Co	-59.528	32.386
Implanted	Formula 418	Cross	-69.118	33.33
Implanted	Zilver 635	Co	-61.726	34.584
Implanted	Zilver 635	Cross	-67.32	31.532

Solution proposée CAPELECMED

- Utilisation du stent comme résonateur

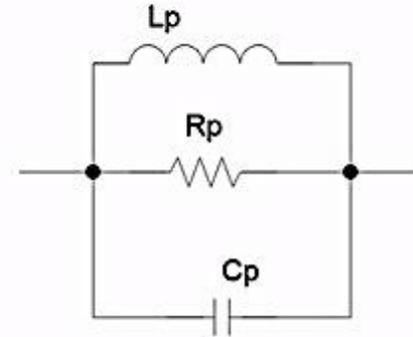


Modèle électrique



$$Z_s(\omega) = \frac{R_s + jL_s\omega}{1 - L_s C_s \omega^2 + jR_s C_s \omega}$$

Modèle série



$$Z_p(\omega) = \frac{jR_p L_p \omega}{1 - L_p C_p \omega^2 + jL_p \omega}$$

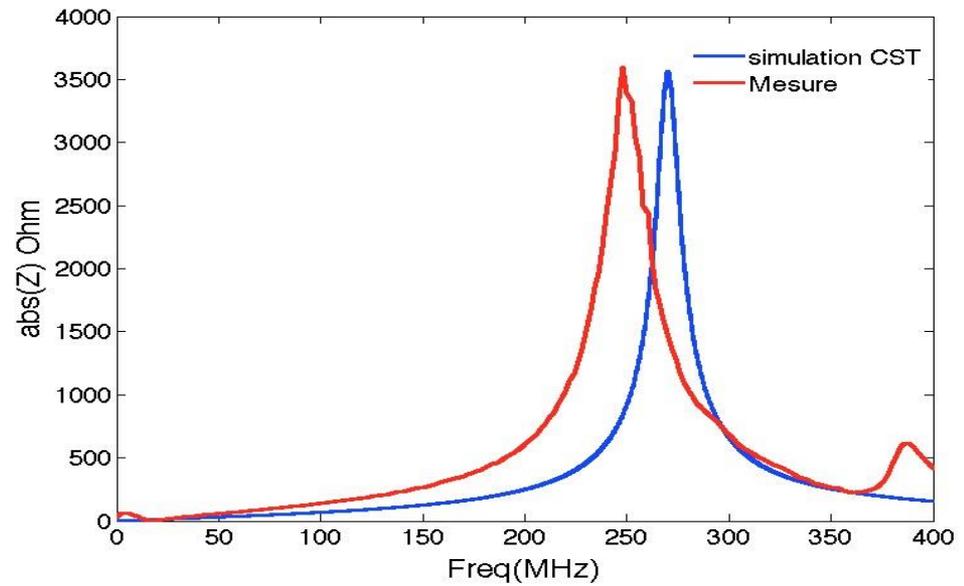
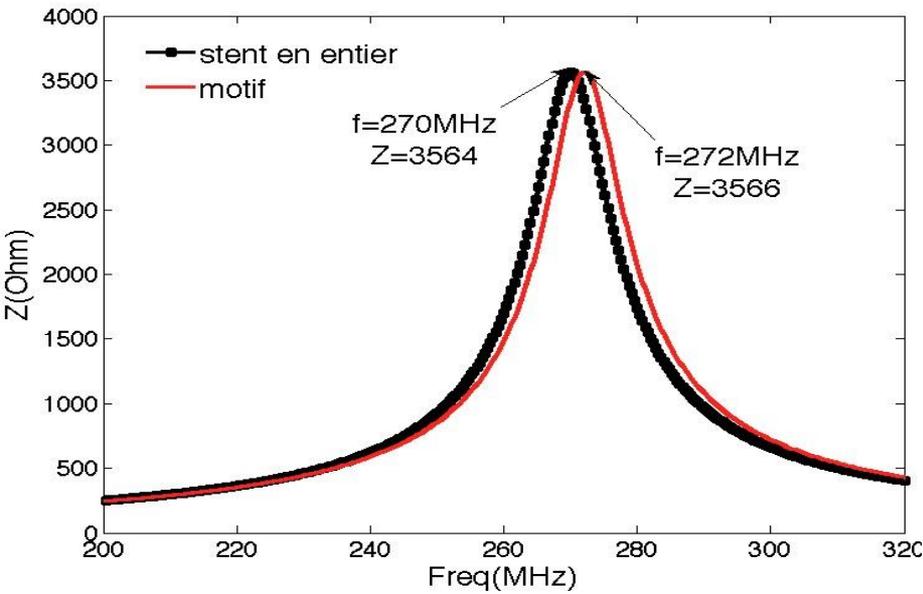
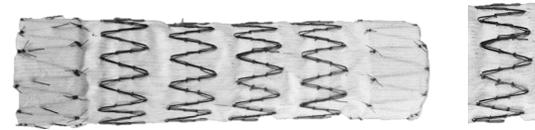
Modèle parallèle

$$L_p = L_s, C_p = C_s, R_p = R_s Q_s^2, Q_p = Q_s \text{ où } Q_s = \frac{L_s \omega}{R_s}, \text{ et } Q_p = \frac{R_p}{L_p \omega}$$

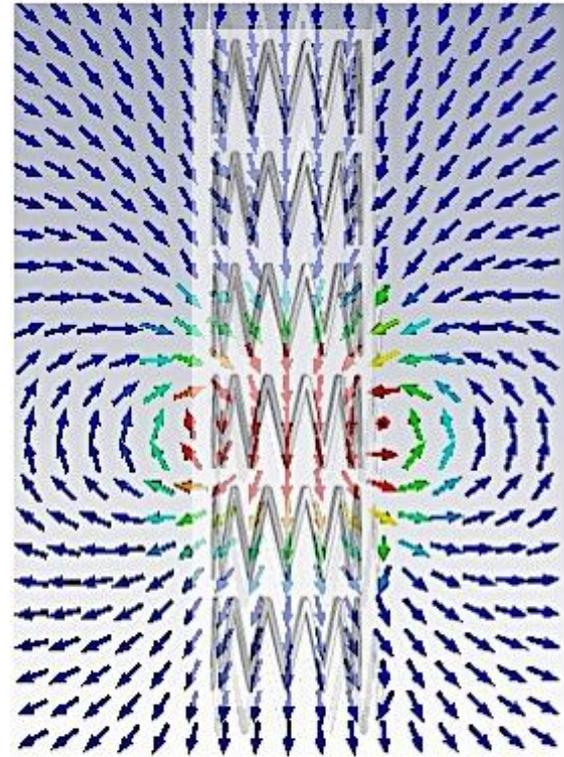
$$f_1 = \frac{1}{2\pi \sqrt{L_p C_p}}$$

$$C_p \approx 0.6 \text{ pF}, L_p \approx 0.2 \mu\text{F} \text{ et } R_p \approx 4.2 \text{ k}\Omega, Q_p(\omega_1) \approx 12$$

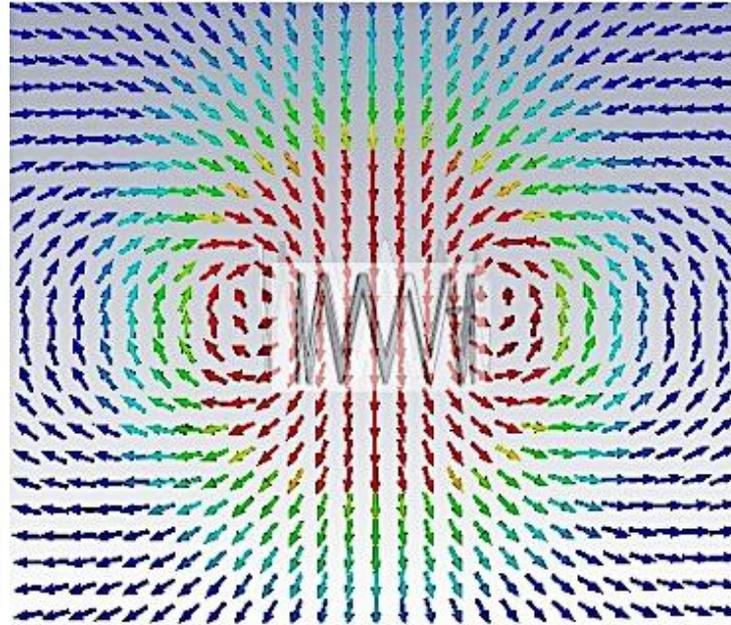
Comportement magnétique



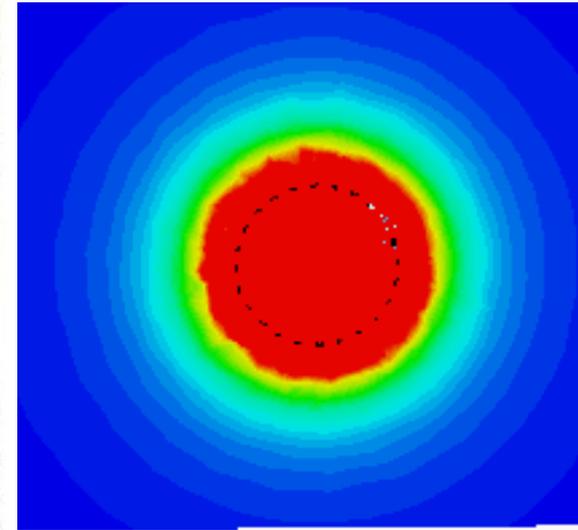
Comportement magnétique



Stent

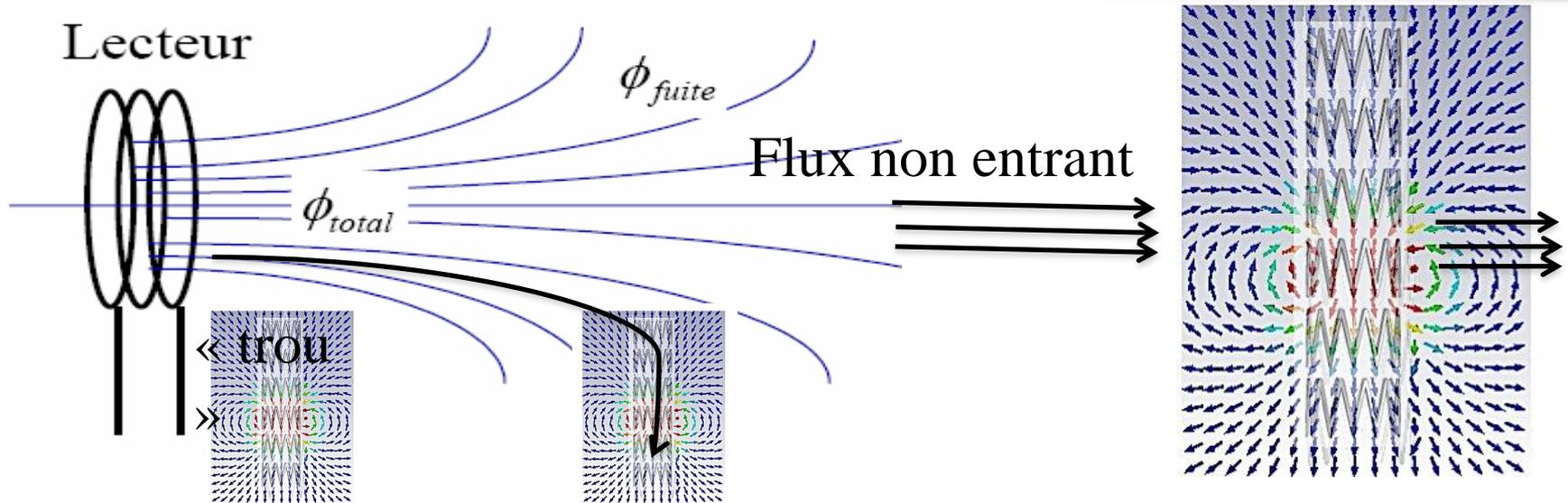
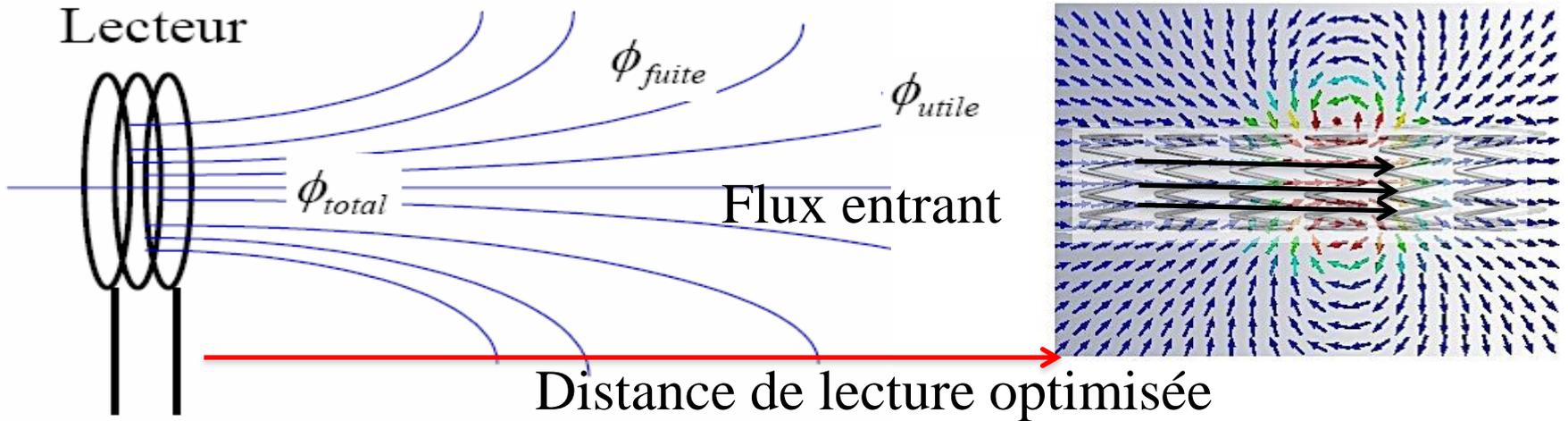


Motif

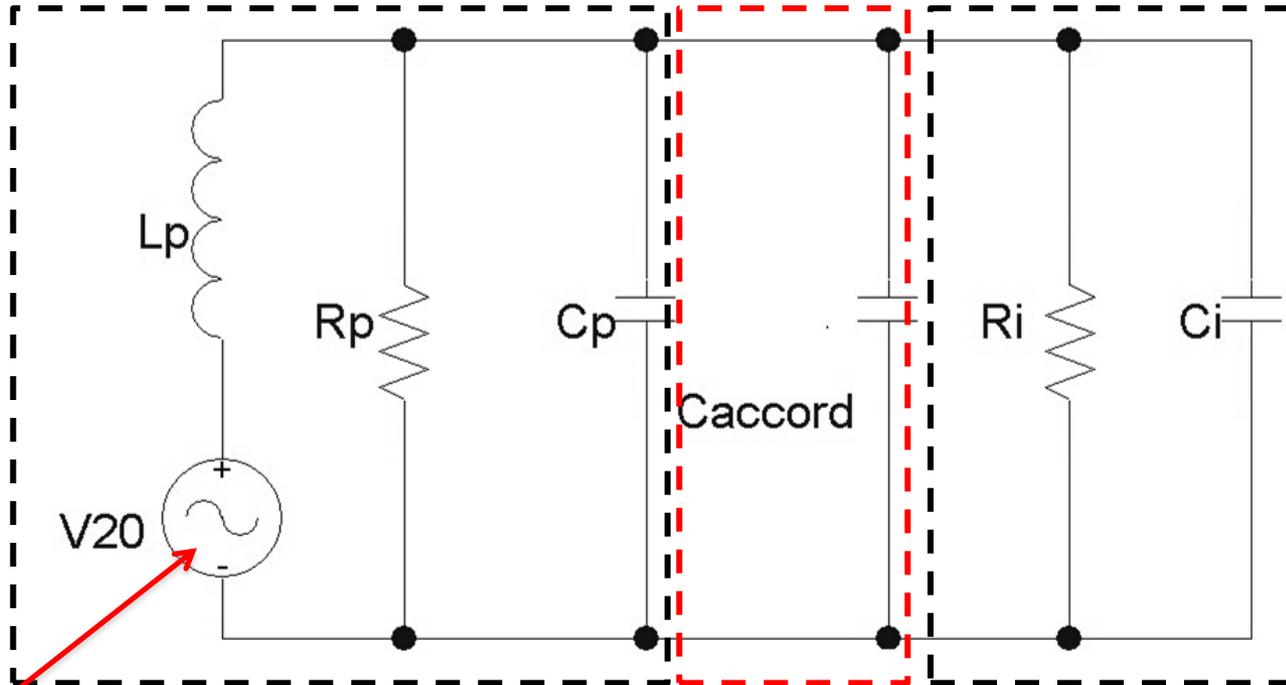


Vue de face

Comportement magnétique



Modèle électrique ajusté à 13.56MHz



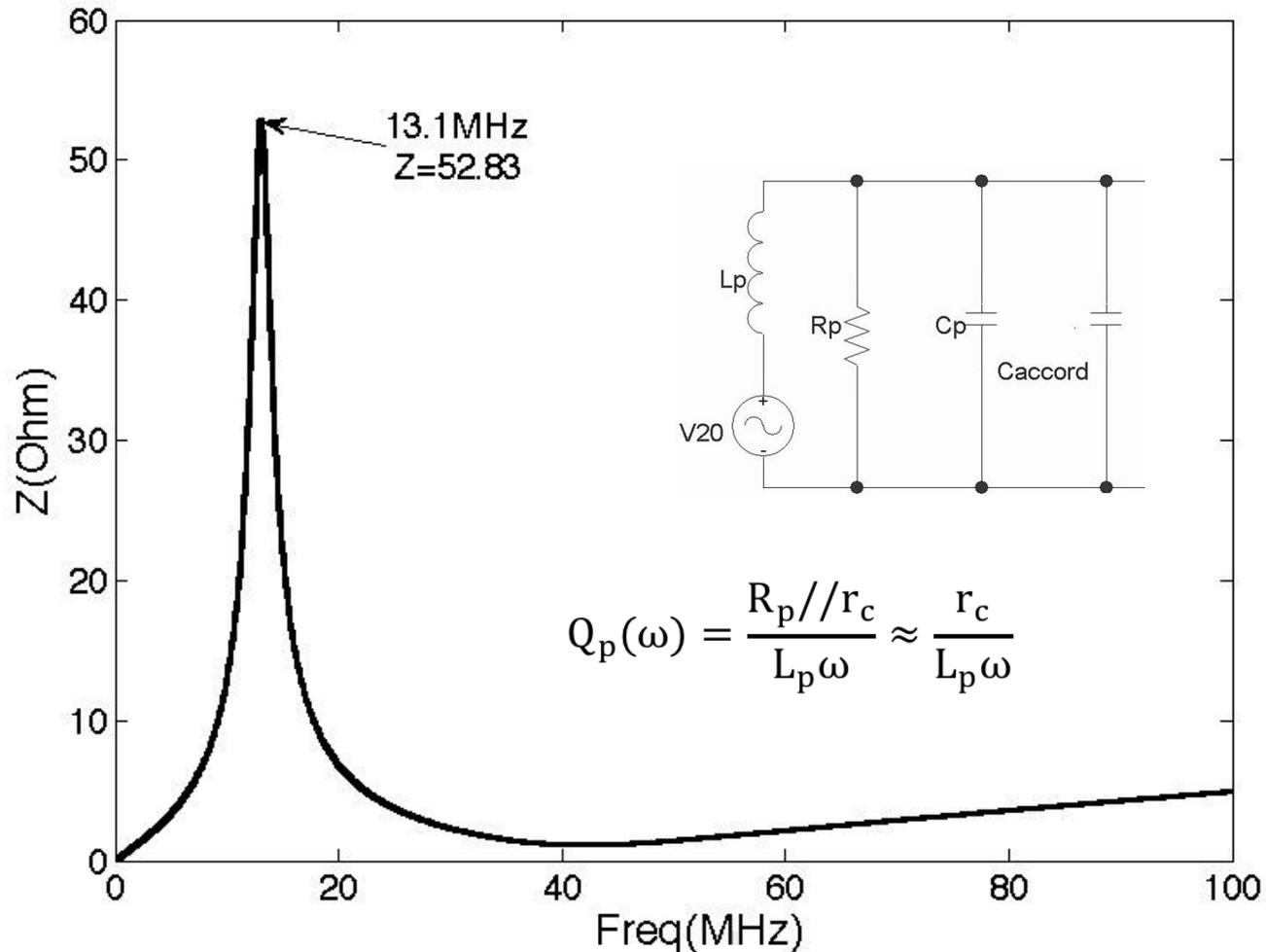
Tension induite

Boucle magnétique

Capacité d'ajustement

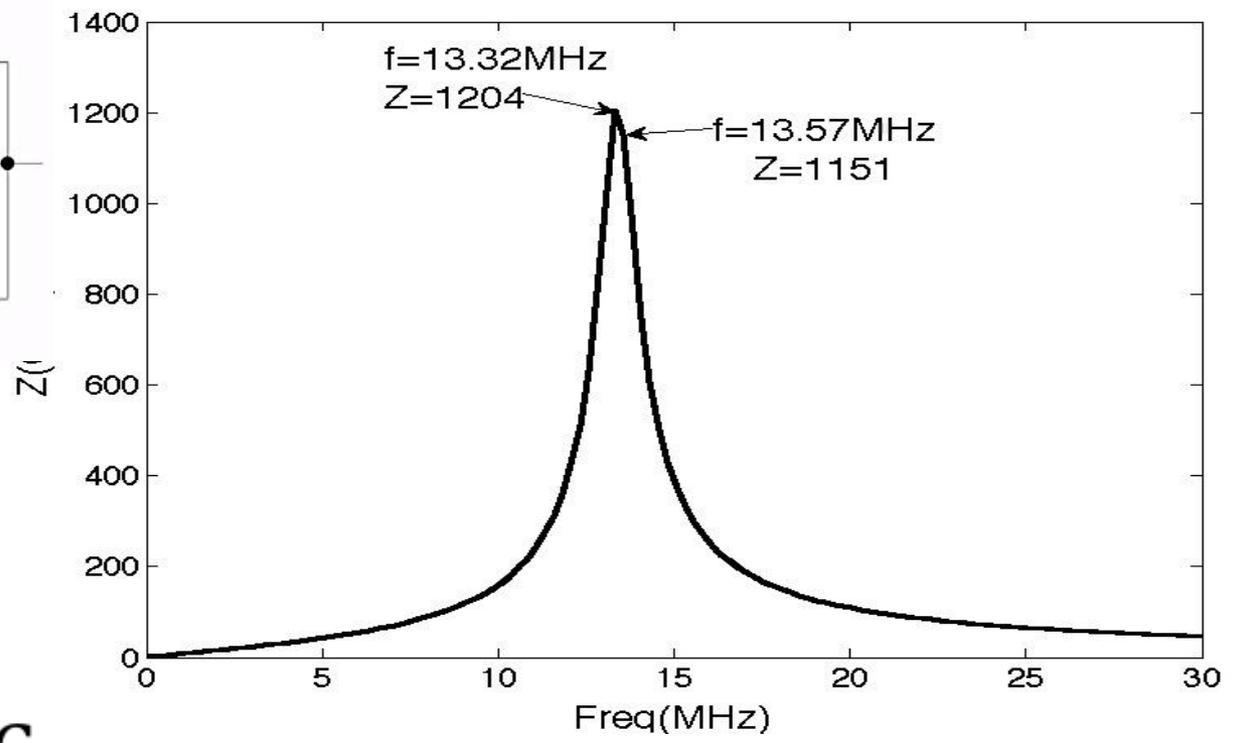
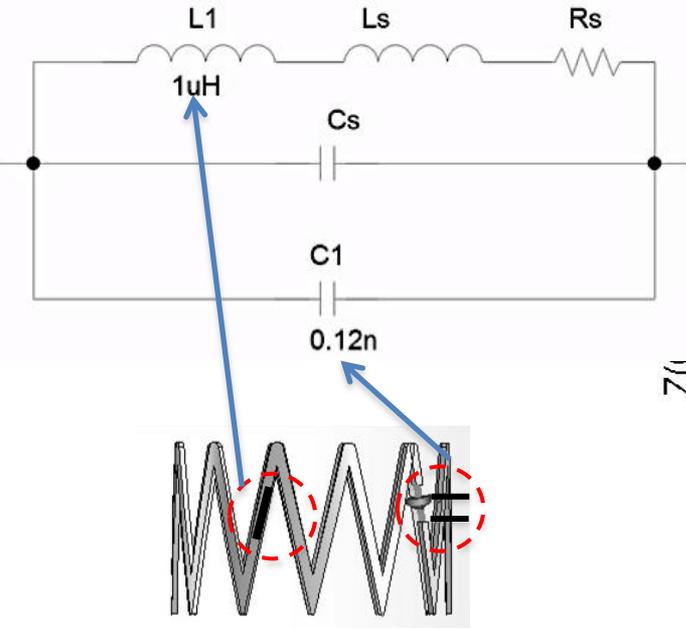
Electronique embarquée

Ajustement vers 13.56MHz



Dégradation du facteur de qualité $Q \approx 3$

Autre solution d'ajustement à 13.56MHz

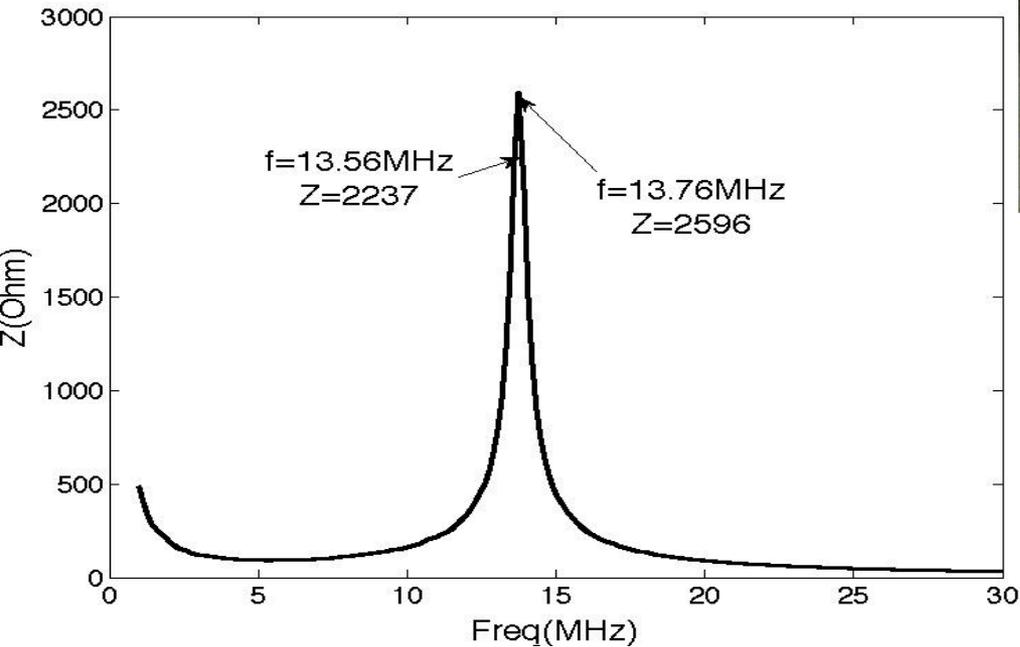
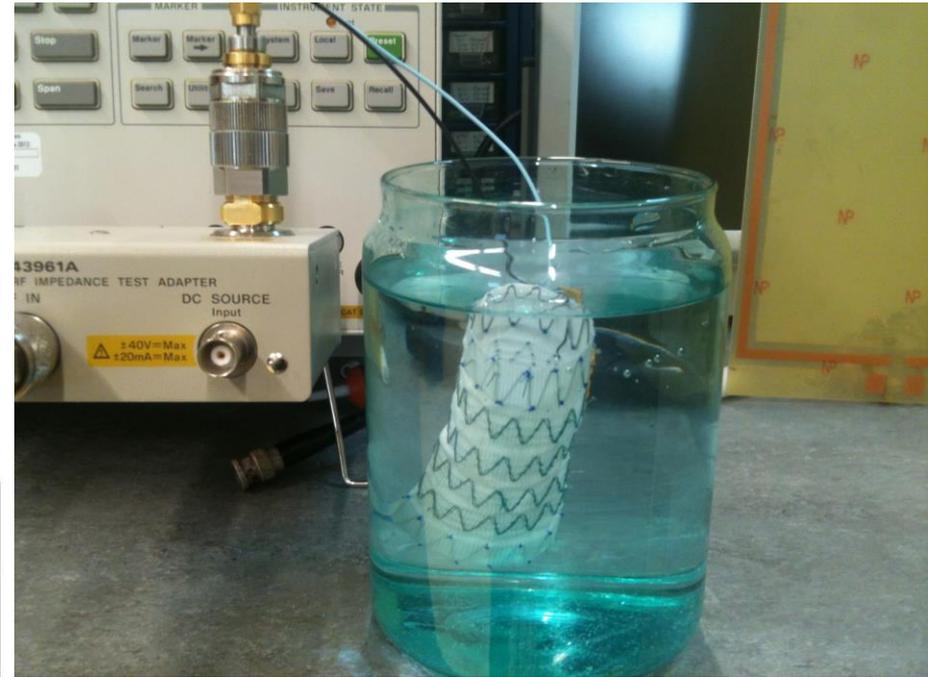
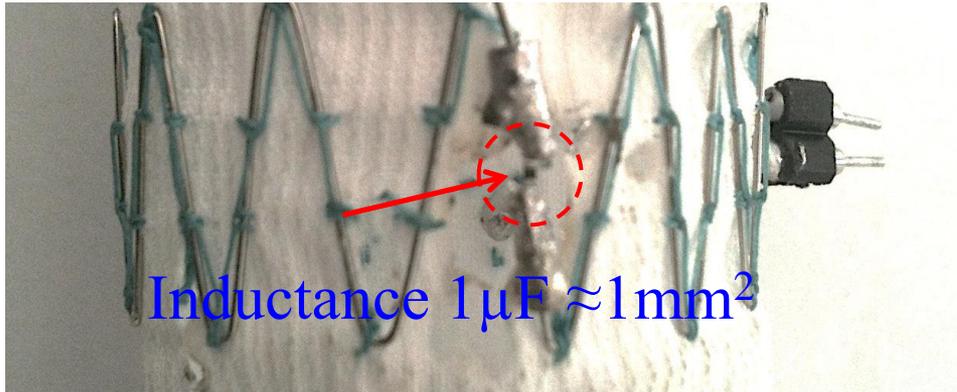


$$L_s < L_1 \text{ et } C_s \ll C_1$$

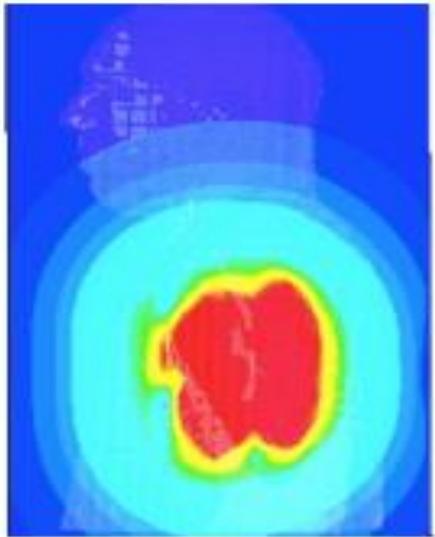
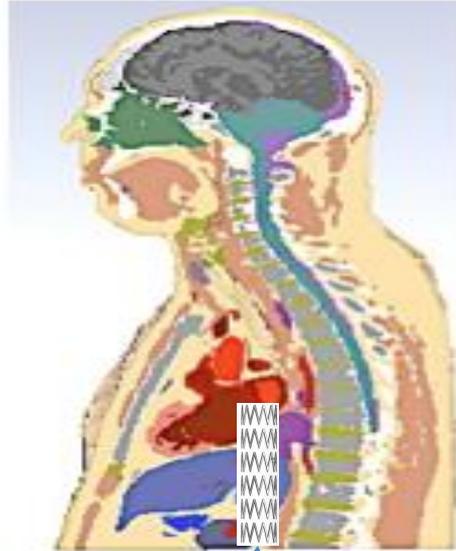
$$f_r \approx \frac{1}{2\pi\sqrt{(L_1+L_s)C_1}} \approx 13.56\text{MHz}$$

$$Q_s(\omega_r) \approx \frac{L_1\omega_r}{R_s} \approx 16$$

Influence de l'eau salinisé

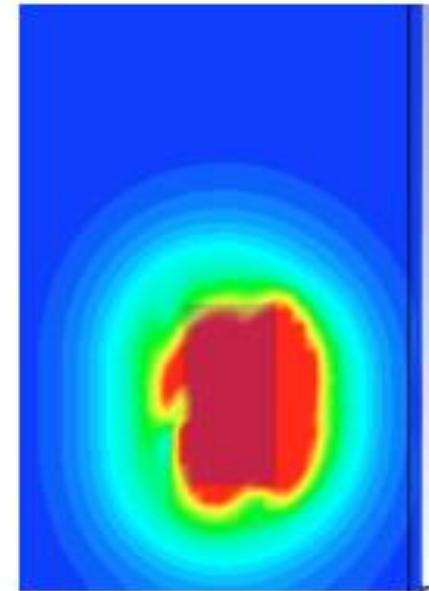


Influence du corps : Modèle HUGO



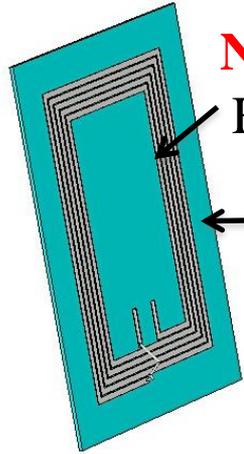
Champ avec HUGO

Insertion du stent
« boîte de Huygens »



Champ sans HUGO

Distance de communication

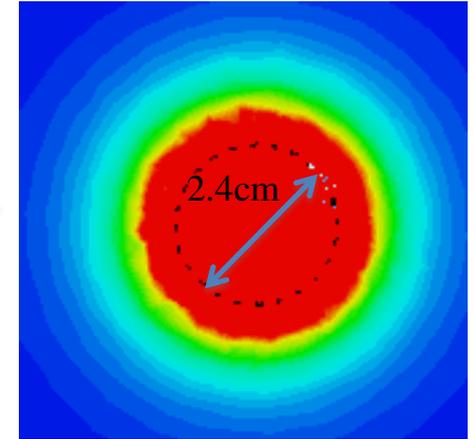


Norme ISO15693

H_o max de 5A/m,

r : distance de communication

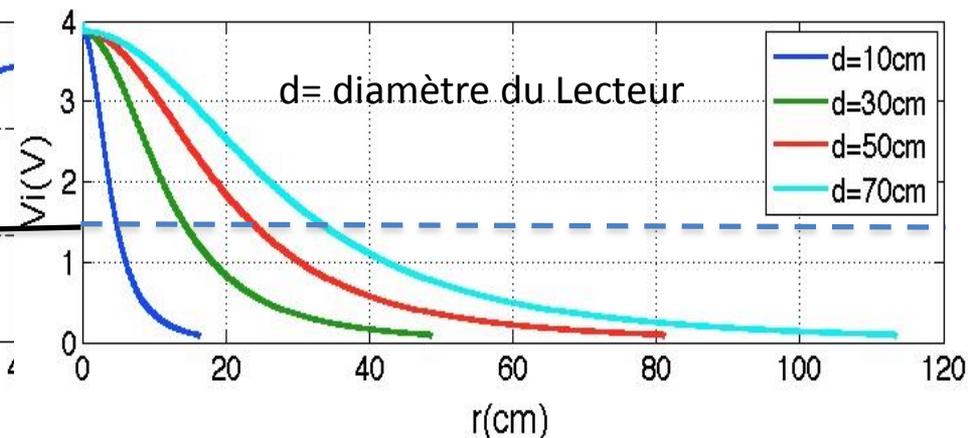
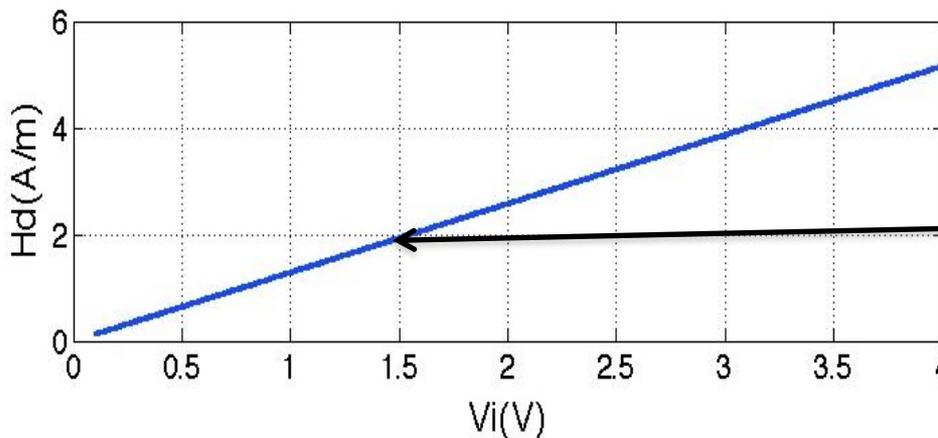
$$H_o/H_d = (1 + (\text{rayon}/r)^2)^{3/2}$$



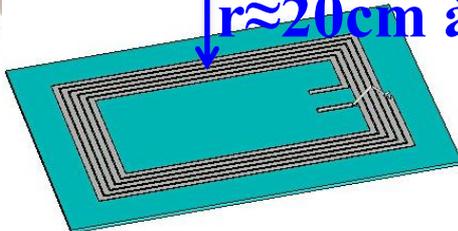
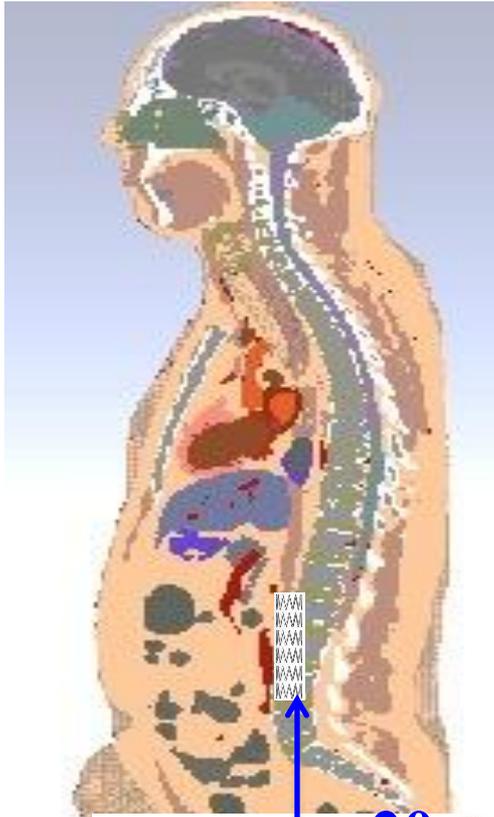
Lecteur ayant un rayon effectif

$$H_d = V_{ic} / (\mu_o \omega Q_p N \cdot s)$$

$$\omega = 2\pi f_r, \mu_o = 4\pi 10^{-7}, N = 1 \text{ spires}, Q_p = 16, s = \pi R^2, R = \text{rayon du stent} = 1.2 \text{ cm}$$



Dosimétrie



Lecteur

$r \approx 20\text{cm à } 30\text{cm}$

$P_a = R_a I^2$: puissance rayonnée < 10mW

I: courant circulant dans le lecteur , $I = H_o \cdot d / N$

d: diamètre du lecteur

N: nombre de spires

R_a : résistance de rayonnement

$R_a = 0.13 \times N \times S^2$

$S = \pi \text{rayon}^2$: surface du lecteur ayant un rayon effectif

Cas d'étude respectant la norme ISO15693 :

$V_{ic} = 1.5\text{V}$, $r = 30\text{cm}$, $d = 70\text{cm}$, $H_o = 5\text{A/m}$, $N = ?$

$$P_a = R_a I^2 = 0.13 \times S^2 \times (H_o \cdot d)^2 / N$$

$$P_a = R_a I^2 < 10\text{mW} \text{ pour } N > 23 \text{ spires}$$

Conclusion et perspectives

- Utilisation du Stent comme une boucle magnétique résonante
- Résonance à 13.56MHz tout en améliorant le coefficient de qualité par l'ajout d'une inductance et d'un condensateur
- Respect de la norme ISO15693 et de la dosimétrie pour une distance de communication de 30cm

Perspectives

- Intégration qq mm² « » puce+ inductance+capa
- Essais mécaniques
- Essais in vitro
- Essais in vivo

