



Figure I.15 : Domaines sur lesquels le bruit du patient ou le bruit de l'antenne sont respectivement prédominants pour les noyaux d'hélium et d'hydrogène déduits des équations (I.34) et (I.35). La limite correspond à une contribution égale des deux types de bruit.

Or comme nous l'avons vu au paragraphe I.2.1, en régime thermique, l'aimantation est proportionnelle au champ magnétique. Ainsi le RSB dépend linéairement de  $B_0$  en régime thermique. Ainsi en IRM classique du proton on peut voir que du point de vue du RSB on a tout intérêt à augmenter le champ magnétique.

L'aimantation en régime hyperpolarisé est indépendante du champ puisque le gaz est prépolarisé grâce au pompage optique (paragraphe I.5.1). Ainsi le RSB est indépendant de  $B_0$ . La Figure I.15 montre qu'en deçà de 2 mT, le bruit de l'antenne commence à devenir notable pour une taille d'objet tel que les poumons (30 cm). À très bas champ, en dessous de 100  $\mu$ T, il est donc prévisible que le RSB en régime hyperpolarisé soit alors quasi linéairement dépendant du champ principal.

#### I.4.2.6. Influence de $T_2^*$ sur le RSB

Un dernier élément que nous n'avons pas encore pris en compte a une influence très importante sur le signal et donc sur le RSB. Il s'agit du temps de relaxation. Nous avons vu que le signal diminue en  $T_2^*$  après une impulsion RF (paragraphe I.2.3). De plus il est connu que le temps