

ДВУОСЕН СЕНЗОР ЗА МАГНИТНО ПОЛЕ**С.В. Лозанова¹, А.Й. Иванов¹, М.Л. Ралчев¹, Ч.С. Руменин¹**¹ *Институт по роботика при Българска Академия на Науките
ул. “Акад. Г. Бончев”, бл.2, София 1113, България
E-mail: lozanovasi@abv.bg***TWO-AXIS MAGNETIC-FIELD SENSOR****S.V. Lozanova¹, A.J. Ivanov¹, M.L. Ralchev¹, C. S. Roumenin¹**¹ *Institute of Robotics at Bulgarian Academy of Sciences
“Acad. G. Bonchev” Str., Bl.2, Sofia 1113, Bulgaria
E-mail: lozanovasi@abv.bg***Abstract**

This paper presents a 2D vector microsensor that simultaneously and independently measures both planar magnetic field components. The configuration contains a supply in current mode of operation and n-type silicon substrate. An n-ring with p-type conductivity and shaped like a symmetric Maltese cross is embedded on one side. In the central n-region there is a square ohmic contact. One inner and one outer contact are formed relative to the sides of central electrode. The width of the outer contacts is about twice that of the inner ones. The sum of the areas of the inner electrodes is commensurate with that of the central one. The inner terminals are electrically connected and through the current source are fed to the central electrode. The measured magnetic field is in the plane of n-Si substrate. The pairs of external contacts opposite to the square are the outputs for the magnetic vector components. The magnetosensitivity of the channels is $S_x=S_y\approx 31$ V/AT, the nonlinearity at $B\leq\pm 0.5$ T is $NL\approx 0.4\%$, and at $B\leq\pm 1.0$ T it is 1.2%. The cross-talk at induction $B\approx 0.8$ T consists about 3% and metrology resolution reaches $B_{\min}\approx 15$ μ T. One of the actual applications of the new magnetometer is robotized surgery.

Keywords: 2D vector magnetometer; silicon in-plane sensitive Hall configuration; magnetic-field measurement; internal noise; channel cross-talk.

ВЪВЕДЕНИЕ

Понастоящем минимално-инвазивната и трансвакуларната интервенция придобиват все по-съществена роля в съвременната медицина. Роботизираната хирургия, съгласно престижните списания “New England Journal of Medicine”, “Science” и “Nature”, са ключовите технологии на здравето в бъдещите десетилетия. Възможността да се елиминират грешките от субективния фактор и получаване на он-лайн консултации от водещи хирурзи и диагностици от различни точки на света по време на операцията, стават все по-определящи за качеството на живота. Медицината е била и ще е

иновативна територия, тъй като универсални диагнози и лечение на пациентите при конкретно заболяване не е *forward solution*, т.е. рутинна дейност. Добре е известно, че няма идентична симптоматика на определен здравословен проблем като лечението изисква практически индивидуален подход, особено карциномите. Независимо от навлизането на образната диагностика в едни от най-разпространените понастоящем заболявания – сърдечно-съдовите и на детеродните органи, остават все още нерешени въпроси в кардиоваскуларната инвазивна хирургия и гинекологията. В не малка степен те са свързани с отсъствието на

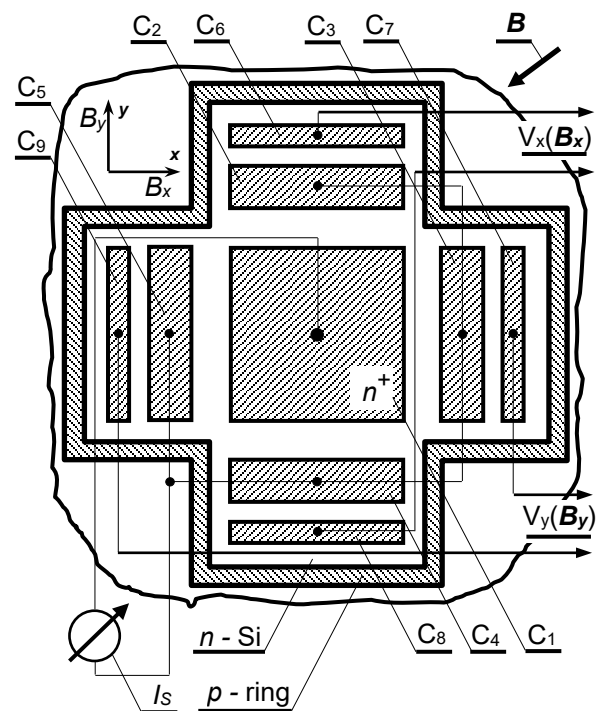
пряко визуално управление на инструментите при отстраняване на туморни образувания по стените на матката, което е твърде комплицирана задача, [1]. У нас вече са постигнати съществени резултати в това направление, особено чрез роботизирания комплекс Da Vinci S, например в клиника „Св. Марина” – Плевен в съчетание с изградените сателитни комуникационни мрежи между оперативните екипи от Плевен и Гренобъл или Лос Анджелис. Адекватното адаптиране на телематиката, сензориката и изкуствения интелект, особено към гинекологичните хирургични интервенции са далече от съвършенство. Един от проблемите е управлението на системите, локализиращи туморите в детеродните органи, изискващи високочувствителни многомерни сензорни модули. Ние определяме като особено перспективни за навигационния хирургичен инструментариум приложението на векторните микросензори от тип на Хол в съчетание със съответни магнитомодулаторни устройства, съдържащи постоянни високоградиентни магнити и прецизна механична част. Едно от характерните решения на такъв двуосен сензор, измерващ равнинните компоненти B_x и B_y на магнитното поле B е n -Si подложка, върху едната страна на която е формиран централен омичен контакт. На разстояния и симетрично спрямо него има последователно по един вътрешен и по един външен електрод. Външните терминали са съединени и през захранващ токоизточник са свързани с централния. Градиентното поле B на модулатора е в равнината на подложката. Срещуположните вътрешни контакти са изходите за двете ортогонални равнинни компоненти на полета B , генерирани от модулатора, [2].

Недостатъците на този разпространен векторен 2D сензор е паразитното междуканално влияние, внасящо метрологични грешки в изходните напрежения поради разтичане по повърхността на Si подложка на част от захранващия ток. Друг проблем е понижената точност от високите стойности на паразитните на-

прежения на двата изхода в отсъствие на магнитно поле (офсет). Причината е отсъствие на ограничителни зони, канализиращи протичането на захранващия ток. Предимство на този тип 2D магнитометри, обаче е миниатюрността и преди всичко възможността за изграждане на тяхна основа на 2D навигационни инструменти, [1]. С тази технология се установява топологията на малформациите в матката. Отстраняването на посочените сензорни несъвършенства ще повиши качеството на медицинските инструменти в областта на гинекологията. В настоящата статия е предложен двуосен (2D) магнитометър, използващ принципа на Хол за целите на роботизираната хирургия.

СЕНЗОРНА КОНСТРУКЦИЯ И РЕАЛИЗАЦИЯ

На Фигура 1 е представена схематично планиметрията на новия двуосен елемент на Хол, измерващ едновременно и независимо двете равнинни компоненти B_x и B_y на магнитното поле B .



Фиг. 1. Планиметрия на новата силициева двуосна конфигурация на Хол и схемата за измерване на компоненти B_x и B_y

Векторният 2D сензор съдържа токоизточник в режим на генератор на постоянен ток $I_s = \text{const}$ и силициева подложка с n -тип примесна проводимост. Върху едната ѝ страна е вграден ринг от същия полупроводник с p -тип проводимост и с форма на симетричен Малтийски кръст. В централната n -тип област има квадратен n^+ -омичен контакт C_1 . На разстояния и симетрично спрямо четирите му страни са разположени последователно по един вътрешен правоъгълен n^+ -омичен контакт C_2 , C_3 , C_4 и C_5 , и по един външен n^+ -омичен терминал C_6 , C_7 , C_8 и C_9 . Дължините на вътрешните и външните контакти са равни на страната на квадратния C_1 . Ширината на външните контакти C_6 , C_7 , C_8 и C_9 е поне два пъти по малка от тази на вътрешните C_2 , C_3 , C_4 и C_5 . Сумата от площите на вътрешните контакти е съизмерима с тази на централния C_1 . Контакти C_2 , C_3 , C_4 и C_5 са електрически съединени и през токоизточника I_s са свързани с централния C_1 . Измерваното магнитно поле $\mathbf{B}(B_x, B_y)$ е в равнината на n -Si подложка. Двойките външни контакти C_6 и C_8 , и съответно C_7 и C_9 срещуположно разположени спрямо квадратния C_1 са диференциалните изходи $V_{Hx}(\mathbf{B}_x)$ и $V_{Hy}(\mathbf{B}_y)$ за двете ортогонални компоненти \mathbf{B}_x и \mathbf{B}_y на магнитното поле \mathbf{B} .

ОБРАЗЦИ И ЕКСПЕРИМЕНТАЛНА ПОСТАНОВКА

Експерименталният прототип на конфигурацията на Хол от Фиг. 1 е реализиран с част от процесите, използвани в биполарната IC технология. Силициевата n -тип подложка е с дебелина 300 μm и специфично съпротивление $\rho \approx 7.5 \Omega \cdot \text{cm}$. Концентрацията на донорните атоми N_D и на електроните n_0 съставлява $N_D \approx n_0 \approx 4.3 \times 10^{15} \text{ cm}^{-3}$. Технологичната реализация е осъществена с използване на четири маски, подобно на описаните в [1, 3]. Първата маска определя отворите за n^+ -имплантацията на омичните контакти C_1 , $C_2 \dots C_9$ с n -Si подложка като дълбочината на n^+ - n преходите е около 1 μm . Леги-

ращата донорна концентрация n^+ при имплантацията съставлява около 10^{20} cm^{-3} . Втората маска дефинира размерите и дълбочината на p -ринга като ширината му при повърхността на чипа е 20 μm (по маска). Функцията на p -ринга е да редуцира разтичането на компонентите на захранващия ток I_s по повърхността на структурата. В обема на подложката рингът ограничава преобразувателната област на микросензора. Третата маска осъществява метализацията и площадките за бондиране в чипа. Четвъртата маска определя контактните отвори върху повърхностния слой от SiO_2 за електрическите връзки между металните шини и контактните площадки за n^+ -областите. Размерите на контактите е както следва: за електрод C_1 : 60 x 60 μm^2 ; C_2 - C_5 : 60 x 20 μm^2 ; C_6 - C_9 : 60 x 10 μm^2 като разстоянието между вътрешните и външните контакти е 10 μm . Размерите на ефективния обем (пространствената резолюция) се определя от проникването на криволинейната траектория на токоносителите в n -Si подложка. В нашия случай дълбочината на проникване е около 30 μm . Преобразувателният обем на конфигурацията на Хол от Фиг. 1 е около 170 x 170 x 30 μm^3 , което за голяма част от медицинските приложения е висока резолюция. Изказваме благодарност на проф. О. Паул от IMTEK, Фрайбург, Германия за оказаното ни съдействие и подкрепа в изследванията.

Образците са проектирани за електрични и галваномагнитни експерименти при температури $T = 300 \text{ K}$, и среда на течен азот $T = 77 \text{ K}$. Силициевите чипове са асемблирани върху корпуси тип DIL-22. Изследванията при криогенни температури $T = 77 \text{ K}$ (около - 200 $^\circ\text{C}$) са осъществени директно в течен азот с използване на криостат. Неговата конструкция е оразмерена за работа в електромагнит от тип на Вайс с водно охлаждане и индукция $B \leq 3.0 \text{ T}$. Той се захранва със стабилизирани източник тип HP 6010A DC. Магнитното поле се калибрира с магнитометър Metrolab – ТНМ

7025. Общата метрологична грешка при тези специфични експерименти съставлява около $\pm 3.0\%$. Подробна информация за приложението на методите и устройствата в описаните експерименти се съдържа в [2].

ПРИНЦИП НА ФУНКЦИОНИРАНЕ

При включване на изводите на токоизточника, който е в режим на генератор на постоянен ток $I_S = \text{const}$ към централния C_1 и вътрешните C_2, C_3, C_4 и C_5 контакти, както и високата симетрия на n -Si ринг по отношение на контакт C_1 , протичат два по два еднакви и противоположно насочени захранващи тока $I_{C_{1,2}} = |-I_{C_{1,4}}| = I_{C_{1,3}} = |-I_{C_{1,5}}|$. Областите с омични контакти $C_1, C_2, C_6; C_1, C_3, C_7; C_1, C_4, C_8$ и C_1, C_5, C_9 представляват триконтактни елементи на Хол (ЗС) с равнинна магниточувствителност, [2, 4, 5]. Функционирането на този клас микросензори, включително и на новия 2D векторен магнетометър, използва криволинейните траектории на токовете компоненти, в нашия случай токовете в четирите еднакви n -области на Малтийския кръст, Фиг. 1. Генезисът на този вид линии в отсъствие на поле \mathbf{B} е екипотенциалността на захранващите електроди C_1, C_2, C_3, C_4 и C_5 . Компоненти $I_{C_1}, I_{C_2}, I_{C_3}, I_{C_4}$ и I_{C_5} са вертикални към повърхността на подложката, прониквайки в обема на подложката като дълбочината съставлява $30 \mu\text{m}$. Двойките изходни контакти C_6-C_8 и C_7-C_9 са симетрични спрямо централния електрод C_1 , заемайки еквивалентни позиции спрямо токовете траектории. Ето защо потенциалите им при поле $B = 0$ са практически едни и същи. По тези причини всеки изход $V_{Hx}(\mathbf{B}_x)$ и $V_{Hy}(\mathbf{B}_y)$ притежава минимизирано паразитно напрежение (офсет) в поле $B = 0$. В резултат измервателната точност е повишена. Малтийският ринг драстично ограничава разтичането по повърхността на n -Si подложка на захранващите компоненти.

Функционирането на магнетометъра се обуславя от проникване на траекториите $I_{C_1}, I_{C_2}, I_{C_3}, I_{C_4}$ и I_{C_5} в обема на n -Si

подложка. Колкото навлизането им е по-дълбоко, толкова е по-ефективно въздействието на магнитното поле \mathbf{B} върху електроните. За постигане на такъв резултат геометричните размери на вътрешните C_2, C_3, C_4 и C_5 и външните C_6, C_7, C_8 и C_9 контакти следва да отговарят на определени условия. Оптималните дължини на вътрешните и външните омични контакти са равни на страната на квадратния електрод C_1 . Ширината на външните терминали е минимум два пъти по малка от тази на вътрешните, а сумата от площите на външните е равна на площта на централния C_1 . Логиката за тези изисквания е следната. Равенството на дължините на захранващите контакти C_2, C_3, C_4 и C_5 с тази на страната на електрод C_1 е максимално да се използват токовете компоненти. Тъй като електроди C_6, C_7, C_8 и C_9 са регистриращи, тяхната ширина, респективно площ, не е необходимо да е както на захранващите C_2, C_3, C_4 и C_5 . Оптималното съотношение между ширините на вътрешните C_2, C_3, C_4 и C_5 и външните C_6, C_7, C_8 и C_9 контакти е 2:1, Фиг. 1. Съизмеримостта на площта на централния контакт C_1 със сумата от площите на вътрешните електроди е свързано с равномерното разпределение на четирите захранващи тока в ринга както и хомогенния терморезим. Позиционирането на електроди C_6, C_7, C_8 и C_9 извън зоните на протичане на компоненти $I_{C_2}, I_{C_3}, I_{C_4}$ и I_{C_5} е иновативен способ за съществено редуциране на вътрешния $1/f$ (фликер) шум и флукуациите на изходи $V_{Hx}(\mathbf{B}_x)$ и $V_{Hy}(\mathbf{B}_y)$. Това повишава метрологичната резолюция при детектиране на минималната стойност на магнитната индукция B_{min} чрез така увеличеното отношение сигнал/шум S/N .

Измерваното магнитно поле \mathbf{B} е в равнината x - y на n -Si подложката и е с произволна ориентация. Двете взаимноперпендикулярни магнитни полета \mathbf{B}_x и \mathbf{B}_y въздействат на движещите се носители от компоненти $I_{C_{1,2}}, -I_{C_{1,4}}, I_{C_{1,3}}$, и $-I_{C_{1,5}}$ чрез силите на Лоренц, $\pm \mathbf{F}_{L,i} = \pm q \mathbf{V}_{dr} \times \mathbf{B}$, където q е елементарният товар на

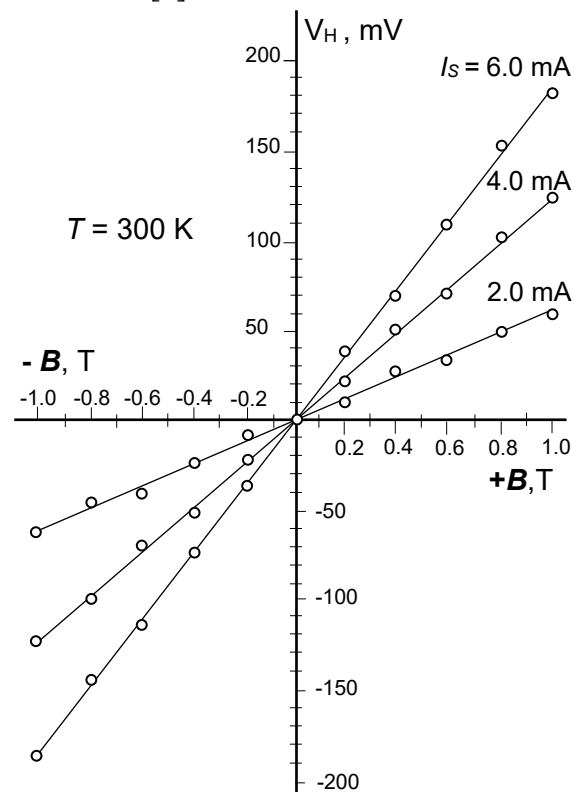
електрона, а V_{dr} е средната дрейфова скорост на електроните в Малтийския кръст. Тъй като токовете компоненти са ограничени в n -ринга и геометричните размери на структурата са оптимизирани, отклоняващото действие на силите $\pm F_{L,i}$ е ефективно. В резултат на Лоренцовата дефлексия F_L в така формираните триконтактни (3C) конфигурации на Хол, например, траекториите $I_{C1,2}$ и $I_{C1,3}$, се “разширяват” и съответно на $-I_{C1,4}$ и $-I_{C1,5}$ се “свиват”. При тези процеси токоносителите се отклоняват латерално към външните информационни контакти S_6 и S_8 , или обратно на тях. Същото се отнася и за електроди S_7 и S_9 . При това на единия изход се генерира напрежение на Хол $V_{Hx}(B_x)$ от магнитно поле B_x , а на другия възниква напрежението $V_{Hy}(B_y)$ от поле B_y . Канализираното протичане на захранващите токове води до висока чувствителност на двата сензорни канала. Така се увеличава допълнително отношението сигнал/шум, което е съществено за метрологичната резолюция за детектиране на минималната стойност на индукцията B_{min} .

Температурно стабилизираната магниточувствителност на двата канала $V_{Hx}(B_x)$ и $V_{Hy}(B_y)$ е в резултат на захранващия режим на генератор на постоянен ток $I_S = const$. Този режим запазва постоянство на концентрацията $n_0 \approx const$ на електроните в транспортния процес в ринга, както и минимизира температурното изменение на подвижността μ_n им. Така се постига постоянна чувствителност S в широк температурен обхват без каквито и да са допълнителни електронни схеми и компоненти. Абсолютната стойност на полето B в равнината x - y и ъгълът Θ на вектора B спрямо фиксирана реперна ос в същата равнина, се дават с изразите: $|B| = (B_x^2 + B_y^2)^{1/2}$ и $\Theta = \tan^{-1}(V_{Hy}(B_y)/V_{Hx}(B_x))$, [2].

ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИ РЕЗУЛТАТИ

Ще представим част от най-съществените характеристики на двусония микросензор за магнитно поле. Тези резултати

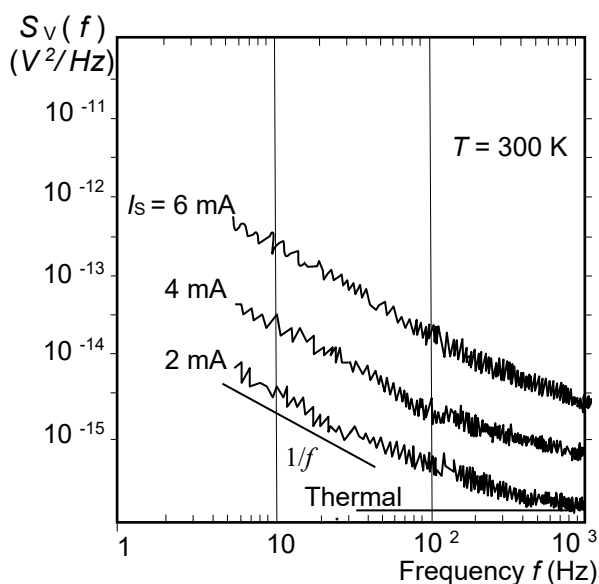
са основни за целите на роботизираната хирургия. Изходните напрежения $V_{Hx}(B_x)$ и $V_{Hy}(B_y)$ на 2D магнитометъра са показани на Фиг. 2. Получените относителни чувствителности S_R , предвид високата степен на симетрия на структурата, са равни и съставляват $S_{Rx} \approx S_{Ry} \approx 31$ V/AT. Зависимостите са линейни и нечетни. Нелинейността NL и на двата канала в диапазона $B \leq \pm 0.5$ Т достига около $NL \leq 0.4\%$, а в интервала $B \leq \pm 1.0$ Т параметърът NL не надвишава $NL \leq 1.2\%$. Междуканалното влияние е определено експериментално съгласно измервателния метод, описан в [2, 3]. В нашия случай това паразитно въздействие върху метрологичните качества на двата изходни сигнала е около 3.0% при индукция $B \approx 0.8$ Т. То се дължи основно на квадратичното геометрично магнитосъпротивление, иманентно при въздействието на магнитното поле в полупроводниците, [2].



Фиг. 2. Изходни характеристики на новия магнитометър на Хол при температура $T = 300$ К и параметър захранващия ток I_S за единия сензорен канал, за другия зависимостите са същите.

Офсет-параметърът при ток $I_s = 2.0$ mA съставлява $V_{x,off} = V_{y,off} \approx 1.7 - 2.0$ mV. Този резултат е напълно подходящ за множество приложения, например в навигационните системи за интраваскуларна интервенция. Проведените експерименти с прототипи на новия магнитометър установиха, че в режим на генератор на постоянен ток магниточувствителността не се променя повече от 2% в диапазона $77 \text{ K} \leq T \leq 300 \text{ K}$. Постигнатата стабилност на преобразователната ефективност чрез работния режим е напълно достатъчна за целите на роботиката и мехатрониката.

На Фиг. 3 е показано поведението на собствения шум за единия изходен канал $V_{Hx}(B = 0)$ на 2D магнитометъра. За другия канал зависимостите са същите. Шумовата спектрална плътност в диапазона честоти $f \leq 1000 \text{ Hz}$ е от тип $1/f$. С нарастването на захранващия ток I_s , нивото на този фликер шум нараства също. Най-ниската стойност на детектираното магнитно поле, определена с израза $B_{min} = [S_{Nv}(f)\Delta f]^{1/2}$ за конфигурацията на Хол от Фиг. 1 при ток $I_s = 3.0 \text{ mA}$ в честотния диапазон $f \leq 100 \text{ Hz}$ и отношение сигнал/шум $S/N = 1$, е около $B_{min} \approx 15 \text{ } \mu\text{T}$ за всеки от каналите.



Фиг. 3. Спектрална плътност на собствения шум на двусония микросензор от Фиг. 1 при параметър захранващия ток I_s

В сравнение със стандартната конфигурация на 2D векторния магнитометър е постигнато редуциране на вътрешния шум с около една декада. Това е свързано с разполагавето на регистриращите контакти C_6, C_7, C_8 и C_9 извън зоните на протичане на токовете компоненти $I_{C1,2}, I_{C1,4}, I_{C1,3}$, и $I_{C1,5}$. Получените резултати с новия двусенсен микросензор са предпоставка за надграждане на решенията, съдържащи се в [6, 7].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Новият двусенсен сензор на Хол е с повишена измервателна точност. В сравнение с тази на други аналогични конфигурации, увеличението е с около 3.2%, [1, 7]. Този резултат се дължи на редуцираното междуканално влияние и иновативното разполагане на регистриращите контакти извън зоните на протичане на захранващия ток. Подобрените сензорни характеристики са в резултат на локализираните токове чрез вградения p -ринг, минимизиращ разтичането им по повърхността на силициевия чип. От съществено значение е температурно стабилизираната чувствителност поради режима на захранване в режим на генератор на постоянен ток, което е важно предимство за приложенията. Постигнатите резултати с новата конструкция на двусония магнитометър показват неговите перспективни възможности, особено в областта на роботизираната хирургия.

Изследванията са осъществени със съдействието на Националния ЦК „Да Винчи“ № BG05M2OP001-1.002-0010-C01.

REFERENCE

- [1] Tanase D. Magnetic-based navigation system for endovascular interventions, Optima Publ., Rotterdam, 2003.
- [2] Roumenin C. Solid State Magnetic Sensors – Handbook of Sensors and Actuators, Elsevier, Amsterdam-Lausanne-New York, 1994, p. 450; Microsensors for magnetic field, in J.G. Korvink and O. Paul, eds, in

- MEMS – a practical guide to design, analysis and application, W. Andrew Publ.: USA, pp. 453-521, 2006.
- [3] Schott C., Popovic R. Integrated 3-D magnetic-field sensor, Proc. of Transducers'99, Sendai, Japan, v. 1, 1999, p. 168-171.
- [4] Roumenin C., Kostov P. Planar Hall sensor, BG Patent № 37208 B1/26.12. 1983.
- [5] Lozanova S., Roumenin C. Parallel-field silicon Hall effect microsensors with minimal design complexity, IEEE Sensors Journ., 9(7) 2009, p. 761-766.
- [6] Lozanova SV, Gorchev GA, Tomov ST, Lubenov AD, Kiprova DK, Ivanov AJ, Roumenin CS. Gynecological device, BG Patent № 113369 B1/18.05.2021.
- [7] Tanase D, Goosen JEL, Trimp PJ, French PJ., Multi-parameter sensor system with intravascular navigation for Catheter/Guide wire application, Sens. Actuators, A 97-98, 2002, p. 116-124.