

SUMMARY AND CONCLUSION

Nanotechnology, an interdisciplinary research field involving chemistry, engineering, biology, and medicine, has great potential for early detection, accurate diagnosis, and treatment of cancer.

A nanoparticle is the most fundamental component in the fabrication of a nanostructure, and is far smaller than the world of everyday objects that are described by Newton's laws of motion, but bigger than an atom or a simple molecule that are governed by quantum mechanics

The size of a nanoparticle spans the range between 1 and 100 nm. Metallic nanoparticles have different physical and chemical properties from bulk metals (e.g., lower melting points, higher specific surface areas, specific optical properties, mechanical strengths, and specific magnetizations).

The aim of this study is to develop theoretical and numerical tools to model interactions of x-rays with different nanoparticles (GNPs, Iron Oxide, Cobalt, Titanium and Nickel NPs) and to investigate the x-ray response of nanoparticles contrast agents for the purpose of enhancing imaging quality using an artificial phantoms and to stimulate the effect of electromagnetic waves (X-rays) on these nanoparticles during image diagnosis and cancer treatment.

The basic principle of the study was to prepare the nanoparticles (GNPs, Fe_3O_4 , Cobalt, Titanium and nickel nanoparticles) with different concentrations (0.1, 0.05, 0.025, 0.0125, 0.00625 and 0.003125 mg/ml) and to construct the phantoms,

Phantom 1 which is made up of a Plexiglas rectangle with dimensions 14 X 18 cm and 1cm height. Different cylindrical wells had been made in this phantom with dimensions 1 cm height and 1 cm radius. (5 - 6 holes for each nanomaterial),

Phantom 2: a plastic tubes with length 30 cm and diameter 3mm where filled with blood an then injected with gold and iron oxide nanoparticles during imaging using CT and conventional x-ray.

Phantom3: 1ml of the different nanoparticles used (Gold, Fe_3O_4 , Cobalt, Nickel and Titanium NPs) with different concentrations was mixed with 1ml of human blood and injected in a plastic test tube with 1cm diameter and 5cm height.

Phantom4: 1ml of nickel and titanium nanoparticles with different concentrations was mixed with 1ml gel material in a plastic test tube with 1cm diameter and 5cm height, which is suitable for different radiological imaging modalities (X-ray, CT, MRI and US) these nanoparticles was imaged and the image hounsfield unit (HU) was measured in Hounsfield unit, using (x-ray line work station & Millensys Dicom Viewer) programs also computer stimulating of the role of gold nanoparticles on destroying the cancer cells.

Phantom5: it had been made up of a plastic container which is filled with 350 ml of gel material and the test tube which containing the nanoparticles were placed at the bottom of this container then imaged using linear ultrasound probe with power 7.5 MHZ in Longitudinal and transverse positions.

CST simulation program were used to simulate the distribution of nanoparticles on the constructed phantom, electric field measurements were presented of metal gold nanoparticle at five different concentrations simulate binding of nanoparticles on cancer cells and the effect of electromagnetic complete destruction of the these cells by increasing the cancer cell temperature.

Pre Filling and Filling of Nanoparticles Protocol

7. Preparation of the contrast agent (nanomaterial's & conventional contrast agent).
8. Preparation of the phantom.
9. Fill the phantom with the contrast agent with different concentrations.
10. The phantom will be imaged under full scatter conditions in conventional x-ray, CT, MRI and ultrasound.
11. Evaluation of x-ray images, CT, MRI and ultrasound.
12. Create a full model using CST MICROWAVE STUDIO® (CST STUDIO) program to calculate the electric field distribution, effect of electromagnetic waves on nanomaterial's.

From our study we conclude that

Our study proved that the nanoparticle's used had a very high effect on radiological image diagnosis and cancer treatment and this was monitored radiologically using different radiological equipment X-ray, CT, MRI and US and theoretically using the CST simulation program.

The HU measurement of CT images for Gold, iron oxide and cobalt nanoparticles diluted in water and blood in phantom one, two and three improved that the GNPs has a higher attenuation (HU) value than Fe_3O_4 and Co NPs and Fe_3O_4 is higher than Co NPs the HU measurement decreases with decreasing the NP concentration.

The HU measurement of CT images for Nickel and titanium nanoparticles diluted in blood in phantom three improved that the titanium NPs has a higher attenuation (HU) value than Nickel NPs.

The measured HU with different concentration of Gold, iron oxide nanoparticles and ultravest contrast media in (AP) x-ray images using 46 Kv and 5 mAs showed that the HU measurement increases with increasing the concentration and proved that the GNPs and iron oxide NPs has higher attenuation than conventional iodinated contrast media (ultravest), while Cobalt NPs has lower attenuation than ultravest

The measured MRI signal intensity for gold, iron oxide and cobalt nanoparticles with different concentration improved that GNPs has higher signal intensity than Co NPs and Fe_3O_4 and Co NPs is higher than Fe_3O_4 also the measurement decreases with decreasing the NP concentration.

The signal intensity measurement of MRI images for Nickel and titanium nanoparticles mixed with gel in phantom four proved that the Nickel NPs has a higher value than titanium NPs.

Ultrasound images results from the test tube containing the GNPs proved that there is a difference in echogenicity between different concentrations of the nanoparticles but it was not significant seen by the true eye in the transverse images (which appears as a hyper echoic circular object) but little significant in the longitudinal images (which appears as a longitudinal tube with different echogenicity) and shows that the degree of echogenicity decreases with decreasing concentration of the nanoparticles.

Ultrasound images results from the test tube containing the Fe_3O_4 nanoparticles proved that there is a significant difference seen by the true eye in the transverse and longitudinal images and shows that the degree of echogenicity decreases with decreasing concentration of the nanoparticles.

Computational study of the EF intensity distribution around nanoparticles in phantom I: The Electric field measurements were presented of metal gold nanoparticle at five different concentrations prove that the contrast agent GNPs can be used for the noninvasive, in vivo detection of X-ray diagnoses with high resolution and specificity, since the electric field intensity has a greater value on gap distance between GNPs and on its edges the result show that the electric field intensity at the midpoint between neighboring GNPs decreases gradually due to increases of the gap distances between them due to the decreases of the concentration, Although the EF intensity at the midpoint decreases by the decreasing of the concentration, the EF intensity average of (midpoint, outer edges of GNPs 1, inner edges of GNPs 1, outer edges of GNPs 2, and inner edges of GNPs 2) fluctuated but have approximately constant value ≈ 1 V/m.

Computational Study of EF distribution around nanoparticles in phantom II: The description of 2D of the Electric field (EF) intensity distribution for GNPs for different concentrations is applicable for the near-field region, in which the quasi-static approximation is valid. However, when the inter-particle distance is increased to the order of the wavelength, diffractive contributions start playing an important role. Zou et al. ⁽¹³⁰⁾ studied a one-dimensional array of nanoparticles, of various sizes with various spacings. They found that the scattered light showed the features of the individual dipoles, as well as diffractive features of the entire array.

Computational study of the attachment of NPs on cancer cell: The GNPs are injected through the blood circulatory system which delivered them to the site of the targeting cancer, and since GNP is smaller than the red blood cell its own the unique ability of passing through tissue molecules and would only seek out cancer cells, leaving healthy cells and tissue untouched, then it will attach to the surface membrane of the cancer cell.

Using the bioheat equation

The cancer targeted agent, GNP can be used for the noninvasive, in vivo detection of cancerous cells with high resolution and specificity. In the future, this agent may be improved by development of small peptide-based ligands and through the possible attachment to nanoparticles for delivery of imaging contrast and therapy. Also it could be used for hyperthermia cancer treatment.

REFERENCES

1. Cai W, Chen X. Nanoplatfoms for targeted molecular imaging in living subjects. *Small*, 2007:1840–54.
2. Cai W, Hsu AR, Li ZB, Chen X. Are quantum dots ready for in vivo imaging in human subjects? *Nanoscale Res Lett*, 2007;2:265-81.
3. Satoshi H and Nick S. *Microwaves in Nanoparticle Synthesis*, First Edition. 2013:1-23.
4. Daniel MC and Astruc D. Gold Nanoparticles: Assembly, Supramolecular Chemistry, Quantum-Size-Related Properties, and Applications toward Biology, Catalysis, and Nanotechnology. *Chem. Rev.* 2004: 293 – 346
5. Faraday M. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*. Experimental relations of gold (and other metals) to light. 1857: 145 – 81.
6. Jin R. , Cao Y , Mirkin CA , Kelly KL , Schatz GC and Zheng JG. Photo Induced Conversion of Silver Nanospheres to Nano prisms *Science*. 2001:1901 – 03.
7. Cai W, Shin DW, Chen K, et al. Peptide-labeled near-infrared quantum dots for imaging tumor vasculature in living subjects. *Nano Lett*, 2006:669–76.
8. Sanjeeb K Sahoo *Applications of Nanomedicine*. 2005: 1048-50.
9. Wang M and Thanou M. Targeting nanoparticles to cancer. *Pharmacological Research*. 2010:90-99.
10. Kim B Y S, Rutka J T, and Chan WCW.. *Nanomedicine*. *The New England Journal of Medicine*. 2010:2434-43.
11. Farokhzad OC, and Langer R. Impact of nanotechnology on drug delivery. *ACS Nano*. 2009:16-20.
12. Mrinmoy D E, Ghosh P S, and Rotello V M. Applications of nanoparticles in biology. *Advanced Materials*, 2008:4225-41.
13. Cheng J, Teply B A, Sheri I, Sung J, Luther G, Gu F X, et al. Formulation of functionalized PLGA-PEG nanoparticles for in vivo targeted drug delivery. *Biomaterials*, 2007:869-76.
14. Rocco M C, *Nanotechnology: convergence with modern biology and medicine*. *Curr Opin Biotechnol*. 2003:337-46.
15. Ma J, Wong H, Kong LB, Peng KW. Biomimetic processing of nanocrystallite bioactive apatite coating on titanium. *Nanotechnology* 2003:619-23.
16. Nikoobakht B, and El-Sayed MA. Preparation and Growth Mechanism of Gold Nanorods (NRs) Using Seed-Mediated Growth Method., 2001: 6368 –74.
17. Suetens P. *Fundamentals of medical imaging*.. New York: Cambridge University Press. 2nd ed. 2009.
18. Krause W. Delivery of diagnostic agents in computed tomography. *Adv Drug Deliv Rev*, 1999:159-73.

19. Haller C and Hizoh I. The cytotoxicity of iodinated radiocontrast agents on renal cells in vitro. *Invest Radiol*, 2004;149-54.
20. Jackson P, Periasamy S, Bansal V, and Geso M. Evaluation of the effects of gold nanoparticle shape and size on contrast enhancement in radiological imaging. *Australas Phys Eng Sci Med*, 2011: 243-9.
21. Kim D, Yu MK, Lee T S, Park JJ, Jeong YY, and Jon S. Amphiphilic polymer-coated hybrid nanoparticles as CT/MRI dual contrast agents. *Nanotechnology*, 2011:22-15.
22. Brunetti A, Cuocolo A. European Science Foundation calls for more and better medical imaging research. *Eur J Nucl Med Mol I* 2008; 35: 1749-57.
23. Iglehart JK. Health Insurers and Medical-Imaging Policy. *N Engl J Med* 2009; 360: 1030-37.
24. Hendee WR, Ritenour ER. *Medical Imaging Physics*. Ed. 4, New York, USA, John & Wiley Sons. 2002.
25. Culjat MO, Goldenberg D, Tewari P, Singh R S. A review of tissue substitutes for ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol* 2010; 36: 861-73.
26. Röntgen W C. On a new kind of rays. *Nature* 1896; 53: 274-76.
27. Sungsook A , Sung Y J and Sang J L. Gold Nanoparticle Contrast Agents in Advanced X-ray Imaging Technologies 2013; 18:5858-90
28. William R. Hendee, E. Russell Ritenour. *medical imaging physics*. Fourth Edition. 2002. 71-72.
29. Karthikeyan D, Deepa C. step by step CT scan.2005:4-5.
30. Lee, Joseph K. T, Sagel, Stuart S, Stanley, Robert J, Heiken, Jay P. *Computed Body Tomography with MRI Correlation*, 4th Edition. 2006.2-8.
31. Trish C, Dasky T, *obstetric ultrasound How, Why and When*. 2004; 3:1-3.
32. Bushberg J T. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Philadelphia: Lippincott, 2002.
33. John Ma O, James R, Mateer, Michael Blaivas. *Emergency Ultrasound* 2nd edition. 2007.
34. vadim kuperman. *Magnetic Resonance Imaging physical principles and applications*. 2000.1-7.
35. Hashemi RH, Bradley WG, and Lisanti CJ. *MRI: The Basics*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2004.
36. Rohrer M, Bauer H, Mintorovitch J, Requardt M, and Weinmann H J. "Comparison of magnetic properties of MRI contrast media solutions at different magnetic field strengths," *Invest. Radiol*. 2005;40:715-24.
37. Deoni SC, Rutt BK, and Peters TM. "Rapid combined T1 and T2 mapping using gradient recalled acquisition in the steady state," *Magn. Reson. Med*. 2003; 49: 515-26.
38. wang H, Riderer S, and Lee J. Optimizing the precision in T1 relaxation estimation using limited flip angles. *Magnetic resonance in medicine*. 1987;5: 399-416.

39. Culjat MO, Goldenberg D, Tewari P, Singh RS. A review of tissue substitutes for ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol.* 2010; 36: 861–73.
40. Kato H, Kuroda M, Yoshimura K, Yoshida A, Hanamoto K, et al. Composition of MRI phantom equivalent to human tissues. *Med Phys.* 2005; 32:3199–208.
41. Hall TJ, Bilgen M, Insana MF, Krouskop TA. Phantom Materials for Elastography. *IEEE T Ultrason Ferr.* 1997;44: 1355–65.
42. Madsen EL, Fullerton GD. Prospective tissue-mimicking materials for use in NMR imaging phantoms. *Magn Reson Imaging.* 1982; 1: 135–41.
43. Kondo T, Kitatuji M, Kanda H. New tissue mimicking materials for ultrasound phantoms. *Ultrasonics Symposium IEEE 2005:* 1664– 67.
44. Surry KJ, Austin HJ, Fenster A, Peters TM. Poly(vinyl alcohol) cryogel phantoms for use in ultrasound and MR imaging. *Phys Med Biol.* 2004; 49: 5529– 46.
45. Zell K, Sperl JI, Vogel MW, Niessner R, Haisch C. Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging. *Phys Med Biol.* 2007; 52: 475–84.
46. Bays R, Wagenie`res G, Robert DBS, Theumann JF, Vitkin A, et al. Three-dimensional optical phantom and its application in photodynamic therapy. *Lasers Surg Med.* 1997; 21: 227–34.
47. Waterworth MD, Tarte BJ, Joblin AJ, van Doorn T, Niesler HE. Optical transmission properties of homogenised milk used as a phantom material in visible wavelength imaging. *Australas Phys Eng Sci Med.* 1995; 18: 39–44.
48. Mitic G, Ko`lzer J, Otto J, Plies E, So`lkner G, et al. Time-gated transillumination of biological tissues and tissue-like phantoms. *Appl Opt.* 1994; 33: 6699– 710.
49. Pogue BW, Patterson MS. Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry. *J Biomed Opt* 11. 2006; 4: 041102.
50. Sheppard J, Duck FA. Ultrasonic tissue-equivalent materials using inorganic gelmixtures. *BrJRadiol.* 1982; 55:667–69.
51. Ophir J, inventor. Acoustic Standards Corporation, assignee. Ultrasound phantom. 1981:4: 286-455.
52. Hynynen K, Clement GT, McDannold N, Vykhodtseva N, King R, White PJ, et al. 500-element ultrasound phased array system for noninvasive focal surgery of the brain: A preliminary rabbit study with exvivo humans kulls. *Magn Reson Med* 2004; 52:100–107.
53. Surry KJ, Austin HJ, Fenster A, Peters TM. Poly(vinyl alcohol) cryogel phantoms for use in ultrasound and MR imaging. *PhysMedBiol.* 2004; 49: 5529–46.
54. Madsen EL, Zagzebski JA, Banjavie RA, Jutila RE () Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms. *Med Phys,* 1978; 5: 391–94.
55. Warren D. D'Souza, Ernest L. Madsen, Orhan Unal, Karl K. Vigen, Gary R. Frank, and Bruce R. Thomadsen. Tissue mimicking materials for a multi-imaging modality prostate phantom. 2001:688-700.

56. Madsen EL, Zagzebski JA, Ghilardi-Netto T. An anthropomorphic torso section phantom for ultrasonic imaging. *Med Phys.* 1980; 7:43–50.
57. Rowan M, Pedersen P. An injury mimicking ultrasound phantom as a training tool for diagnosis of internal trauma. *Ultrasonics Symposium*, 2006; 1612–17.
58. Lamuraglia M, Bridal SL, Santin M, Izzi G, Rixe O, Paradiso A, and Lucidarme O. "Clinical relevance of contrast-enhanced ultrasound in monitoring anti-angiogenic therapy of cancer: current status and perspectives," *Crit. Rev. Oncol. Hematol.* 2010; 73: 202-12.
59. McDonald DM and Choyke PL. "Imaging of angiogenesis: from microscope to clinic," *Nat. Med.* 2003; 9: 713-25.
60. Thomsen H.S. *Contrast Media: Safety Issues and ESUR Guidelines*. 2006.
61. Yu SB, Watson AD. Metal-based X-ray contrast media. *Chem. Rev.* 1999; 99: 2353–77.
62. Jakhmola A, Anton N, Vandamme TF. Inorganic nanoparticles based contrast agents for X-ray computed tomography. *Adv. Healthcare Mater.* 2012; 1:413–31.
63. Lee SJ, Kim YM. In vivo visualization of the water-refilling process in xylem vessels using X-ray micro-imaging. *Ann. Bot.* 2008; 101: 595–602.
64. Pisano ED, Yaffe MJ, Kuzmiak CM. *Digital Mammography*; Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia, PA, USA, 2004.
65. Gureyev TE, Mayo SC, Myers DE, Nesterets Y, Paganin DM, Pogany, A. et al. Refracting Röntgen's rays: Propagation-based X-ray phase contrast for biomedical imaging. *J. Appl. Phys.* 2009; 105: 102005.
66. Hwu Y, Tsai WL, Groso A, Margaritondo G, Je JH. Coherence-enhanced synchrotron radiology: Simple theory and practical applications. *J. Appl. Phys.* 2002; 35: 105–20.
67. Young, LW, Parham, C, Zhong, Z, Chapman D, Reaney MJT. Non-destructive diffraction enhanced imaging of seeds. *J. Exp. Bot.* 2007; 58: 2513–23.
68. Krause W, Klopp R, Leike J, Sachse A, Schuhmann-Giampier G. Liposome in diagnostic imaging-comparison of modalities-in vivo visualization of liposomes. *J. Liposome. Res.* 1995; 5: 1–26.
69. Hallouard F, Anton N, Choquet P, Constantinesco A, Vandamme T. Iodinated blood pool contrast media for preclinical X-ray imaging applications. *Biomaterials.* 2010; 31: 6249–68.
70. Aime S, Botta M, Fasano M and Terreno E. "Lanthanide (III) chelates for NMR biomedical applications," *chemical society reviews.* 1998; 27: 19-29.
71. Tofts PS, Brix G, Buckley DL, Evelhoch JL, Henderson E, Knopp MV, Larsson HB, Lee TY, Mayr NA, Parker GJ, Port RE, Taylor J and Weisskoff RM. "Estimating kinetic parameters from dynamic contrast-enhanced T(1)-weighted MRI of a diffusable tracer: standardized quantities and symbols," *J. Magn. Reson. Imaging*, 1999; 10:223-32.

72. Henderson E, Sykes J, Drost D, Weinmann HJ, Rutt BK and Lee TY. "Simultaneous MRI measurement of blood flow, blood volume, and capillary permeability in mammary tumors using two different contrast agents," *J. Magn. Reson. Imaging*. 2000; 12: 991-1003.
73. Hendrick R, and Haacke E. "basic physics of mri contrast agents and maximization of image-contrast," *j mri-journal of magnetic resonance imaging*. 1993; 3:137-48.
74. Liu Y, Miyoshi H & Nakamura M. Nanomedicine for drug delivery and imaging: a promising avenue for cancer therapy and diagnosis using targeted functional nanoparticles. *Int. J. Cancer* 2007; 120: 2527-37.
75. Torchilin, VP. Recent advances with liposomes as pharmaceutical carriers. *Nat. Rev. Drug Discov.* 2005; 4: 145-60
76. Lee, C.C. et al. Designing dendrimers for biological applications. *Nat. Biotechnol.* 2005; 23: 1517-26.
77. Polizu S, Savadogo O, Poulin P, Yahia L. Applications of carbon nanotubes-based biomaterials in biomedical nanotechnology. *J. Nanosci. Nanotechnol.* 2006; 6: 1883-904.
78. Medintz, I.L. Uyeda, HT, Goldman ER, and Mattoussi H. Quantum dot bioconjugates for imaging, labelling and sensing. *Nat. Mater.* 2005; 4: 435-46.
79. Van der Zande BMI, Boehmer MR, Fokkink LGJ, et al. Aqueous gold sols and rod-shaped particles. *J Phys Chem B*, 1997; 101:852-4.
80. Avnika T, Garima G. Short Review on Application of Gold Nanoparticles. *Global Journal of Pharmacology*. 2013; 7(1): 34-38.
81. El-Sayed I, Huangand X, El-Sayed AM. Selective laser photo-thermal therapy of epithelial carcinoma using anti-EGFR antibody conjugated gold nanoparticles. *Cancer Letter*. 2006; 2: 129-35.
82. Chah S, Hammond RM and Zare NR. Gold nanoparticles as a colorimetric sensor for protein conformational changes. *Chem Biol.*, 2005;12: 323-28.
83. Huang X. et al. Gold nanoparticles: interesting optical properties and recent applications in cancer diagnostics and therapy. *Nanomed.* 2007;2: 681-93.
84. Cai, W, T Gao, Hong H and Sun J. Application of gold nanoparticles in cancer nanotechnology. *Nanotechnology, Science and Applications*. 2008; 1: 17-32.
85. Giersig M, Mulvaney P. Preparation of ordered colloid monolayers by electrophoretic deposition. *Langmuir*, 1993; 9:3408-13.
86. Hiramatsu H, Osterloh FE. A simple large-scale synthesis of nearly monodisperse gold and silver nanoparticles with adjustable sizes and with exchangeable surfactants. *Chem Mater*, 2004; 16:2509-11.
87. Weibo Cai1, Ting Gao, Hao Hong, Jiangtao Sun. Applications of gold nanoparticles in cancer nanotechnology. 2008: 17-32
88. Reetz MT, Helbig W. Size-selective synthesis of nanostructured transition metal clusters. *J Am Chem Soc*, 1994; 116:7401-2.

89. Frangioni JV. In vivo near-infrared fluorescence imaging. *Curr Opin Chem Biol*, 2003; 7:626–34.
90. Chen J, McLellan JM, Siekkinen A, Xiong Y, Li Z-Y, Xia Y. Facile synthesis of gold-silver nanocages with controllable pores on the surface. *J Am Chem Soc*, 2006; 128:14776–77.
91. Chen J, Saeki F, Wiley BJ, Cang H, Cobb MJ, Li Z-Y et al. Gold nanocages: bioconjugation and their potential use as optical imaging contrast agents. *Nano Lett*, 2005; 5:473–7.
92. Jadzinsky PD, Calero G, Ackerson CJ, Bushnell DA, Kornberg RD. Structure of a thiol monolayer-protected gold nanoparticle at 1.1 Å resolution. *Science* 2007; 318: 430–33.
93. Lee JS, Ulmann PA, Han MS, Mirkin, CA. A DNA-gold nanoparticle-based colorimetric competition assay for the detection of cysteine. *Nano Lett*. 2008; 8: 529–33.
94. Jung SY, Ahn S, Nam KH, Lee JP, Lee SJ. In vivo measurements of blood flow in a rat using X-ray imaging technique. *Int. J. Cardiovasc. Imaging* 2012; 28: 1853–58.
95. Dykmana L, Khlebtsov N. Gold nanoparticles in biomedical applications: Recent advances and perspectives. *Chem. Soc. Rev.* 2012; 41: 2256–82.
96. Holiday R. Use of gold in medicine and surgery. *Biomedical Scientist (The Official Gazette of the Institute of Biomedical science, UK)* 2008: 962-63.
97. Hauck TS, Ghazani AA, Chan WC. Assessing the effect of surface chemistry on gold nanorod uptake, toxicity, and gene expression in mammalian cells. *Small*. 2008; 4:153–9.
98. Da Xi, Sheng Dong, Xiaoxi Meng,^a Qinghua Lu,^b Lingjie Meng^{*b} and Jin Yec. Gold nanoparticles as computerized tomography (CT) contrast agents 2012;2: 12515-24.
99. Lu AH, Salabas EL, Schuth F. Magnetic nanoparticles: synthesis, protection, functionalization, and application. *Angew. Chem. Int. Ed. Engl.* 2007; 46: 1222–44
100. Tartaj P, Morales MD, Veintemillas-Verdaguer S, Gonzalez-Carreno T, Serna CJ. The preparation of magnetic nanoparticles for applications in biomedicine. *Journal of Physics D-Applied Physics*. 2003; 36:R182–R197.
101. Gupta AK, Gupta M. Synthesis and surface engineering of iron oxide nanoparticles for biomedical applications. *Biomaterials*. 2005; 26:3995–4021.
102. McNeil SE. Nanotechnology for the biologist. *J Leukoc Biol*. 2005; 78:585–94.
103. Conroy Sun, Jerry SH. Lee, and Miqin Zhanga. Magnetic Nanoparticles in MR Imaging and Drug Delivery. 2008.; 60(11): 1252–65.
104. Weissleder R, Stark DD, Engelstad BL, Bacon BR, Compton CC, White DL, Jacobs P, Lewis J. Superparamagnetic iron oxide: pharmacokinetics and toxicity. *AJR Am J Roentgenol*. 1989; 152:167–73.

105. Tartaj P, Morales MD, Veintemillas-Verdaguer S, Gonzalez-Carreno T, Serna CJ. The preparation of magnetic nanoparticles for applications in biomedicine. *Journal of Physics D-Applied Physics*.2003; 36: 182–97.
106. Gupta AK, Gupta M. Synthesis and surface engineering of iron oxide nanoparticles for biomedical applications. *Biomaterials*. 2005; 26:3995–4021.
107. Willard MA, Kurihara LK, Carpenter EE, Calvin S, Harris VG. Chemically prepared magnetic nanoparticles. *International Materials Reviews*. 2004; 49:125–170.
108. Lee JH, Huh YM, Jun YW, Seo JW, Jang JT, Song HT, Kim S, Cho EJ, Yoon HG, Suh JS, Cheon J. Artificially engineered magnetic nanoparticles for ultra-sensitive molecular imaging. *Nat Med*.2007; 13:95–9.
109. Baldi G, Bonacchi D, Franchini MC, Gentili D, Lorenzi G, Ricci A, Ravagli C. Synthesis and coating of cobalt ferrite nanoparticles: a first step toward the obtainment of new magnetic nanocarriers.*Langmuir*. 2007; 23:4026–8.
110. Molday RS, Mackenzie D. Immunospecific Ferromagnetic Iron-Dextran Reagents for the Labeling and Magnetic Separation of Cells. *Journal of Immunological Methods*. 1982; 52:353–67.
111. Xu CJ, Sun SH. Monodisperse magnetic nanoparticles for biomedical applications. *Polymer International*. 2007; 56:821–26.
112. Baldi G, Bonacchi D, Franchini MC, Gentili D, Lorenzi G, Ricci A, Ravagli C. Synthesis and coating of cobalt ferrite nanoparticles: a first step toward the obtainment of new magnetic nanocarriers.*Langmuir*. 2007; 23:4026–8.
113. Huber DL. Synthesis, properties, and applications of iron nanoparticles. *Small*. 2005; 1:482–501.
114. Dinega, DP, Bawendi, MG. Influence of iron oleate complex structure on iron oxide nanoparticle formation. *J Appl Physiol* 1999; 85, 4325–30.
115. Kodama, RH: Magnetic nanoparticles. *J Magn Magn Mater* 1999; 200: 359–72.
116. Balela MDL: Synthesis and characterization of cobalt nano particles by liquid-phase reduction. Master's thesis. RS201.N35 B183, pp. pp 1–4. Universiti Sains, Malaysia, 2008: 8–32
117. Sun SH. Recent advances in chemical synthesis, self-assembly, and applications of FePt nanoparticles. *Advanced Materials*. 2006; 18:393–403.
118. Karlapudi S, Malasala S M, Rajwardanreddy M, Sai sowjanya, SN, Chandu B.A review on magnetic nano particles. 2013:45-49.
119. Pedro T, Mar'ia DPM, Sabino VV, Teresita GC and Carlos J Serna. The preparation of magnetic nanoparticles for applications in biomedicine. 2003: 182–197.
120. Wust P, Hildebrandt B, Sreenivasa G, Rau B, Gellermann J, Riess H, Felix R, Schlag PM. Hyperthermia in combined treatment of cancer. 2002; 3(8):487-97.
121. Hilger II, Hergt R, Kaiser WA. Effects of magnetic thermoablation in muscle tissue using iron oxide particles: an in vitro study. 2000 ; 35(3):170-9.

122. Hiergeist R, Andr̄a W, Buske N, Hergt R, Hilger I, Richter U and Kaiser W. application of magnetite ferrofluids for hyper thermia. *J. Magn. Magn. Mater.* 1999; 420-22.
123. Andreas J, Regina S, Peter W, Horst F H, Roland F. Magnetic Fluid hyperthermia (MFH): Cancer treatment with AC magnetic field induced excitation of biocompatible superparamagnetic nanoparticles. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials.* 1999; 201:413-19.
124. Diandra LP, Labhasetwar V, Kraus Jr R H *Nanobiomagnetism.* 2006:461-90
125. Freeman M W, Arrot A and Watson H H L. Magnetism in medicine. *Journal Applied Physics.* 1960: 404–05.
126. Goodwin S, Peterson C, Hoh C and Bittner C. target and retention of magnetic targeted carriers (MTCs) enhancing intra-arterial chemotherapy. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials.* 1999; 194:132–39.
127. Computer simulation program (CST) microwave studio workflow and solver overview, CST studio suite 2011.
128. Maier SA and Atwater HA. Observation of near-field coupling in metal nanoparticle chains using far-field polarization spectroscopy. *Physical Review B,* 2002; 65: 193408.
129. Sweatlock, LA, Maier SA and Atwater HA. Highly confined electromagnetic fields in arrays of strongly coupled Ag nanoparticles. *Physical Review B,* 2005; 71:235408. 7.
130. Zou, SL and Schatz GC, Narrow plasmonic/photonic extinction and scattering line shapes for one and two dimensional silver nanoparticle arrays. *Journal of Chemical Physics,* 2004; 121(24):12606-12.
131. Susie Eustis and Mostafa A. El-Sayed. Why gold nanoparticles are more precious than pretty gold: Noble metal surface plasmon resonance and its enhancement of the radiative and nonradiative properties of nanocrystals of different shapes 2006; 35: 209-17.
132. Badawi M I, Moustafa M. Ahmed "Gold nanoparticles as high-resolution imaging contrast agent for early cancer diagnoses: Computational study" *International Journal of Chemical & Applied Biological Sciences,* 2014: 274–76.
133. Gamze TAN, Mehmet Ali ONUR, Necdet SAĞLAM, Utilization of gold nanostructures in biomedical applications, *Turk. J. Biol,* 2012; 36:607-21.
134. Hu M, Chen J, Li ZY Au L, Hartland GV, Li X, Marquez M, Xia Y.. Gold nanostructures: engineering their plasmonic properties for biomedical applications. *Chem Soc Rev.* 2006; 35:1084–94.
135. Murphy CJ, Sau TK, Gole AM Gou, Hunyadi L, Li ST. Anisotropic metal nanoparticles: synthesis, assembly, and optical applications. *JPhys Chem B* 2005; 109:13857–70.
136. Pérez-Juste J, Pastoriza-Santos I, Liz-Marzn LM and Mulvaney P. Gold nanorods:synthesis, characterization and applications. *Coord Chem Rev* 2005; 249:1870–901.

137. Yu SB, Watson AD. Metal-based X-ray contrast media. *Chem. Rev.* 1999; 99: 2353–77.
138. Evan B, Genevieve F, Vijaya K, Stan C, Kavita K, Nripen C, Raghuraman K, Kattesh K and Robert. Gold Nanoparticle Contrast in a Phantom and Juvenile Swine: Models for Molecular Imaging of Human Organs using X-ray Computed Tomography. 2010: 410–17.
139. Farokhzad OC& Langer R. Nanomedicine: developing smarter therapeutic and diagnostic modalities. *Adv. Drug Deliv .Rev.* 2006; 58: 1456–59.
140. Liu, Y., Miyoshi, H.& Nakamura, M. Nanomedicine for drug delivery and imaging: a promising avenue for cancer therapy and diagnosis using targeted functional nanoparticles. *Int.J.Cancer.* 2007; 120: 2527–37.
141. Zrazhevskiy P and Gao X. Multifunctional quantum dots for personalized medicine. *Nano Today.* 2009; 4: 414-28.
142. Lidke D S, Nagy P, Heintzmann R, Arndt – Jovin D J, Post J N, Grecco H E, Jares – Erijman E A and Jovin T M. Quantum dot ligands provide new insights into erbB/HER receptor – mediated signal transduction. *Nat. Biotechnol.* 2004; 22:198-203.
143. Lee S, Chen XY. Dual-modality probes for in vivo molecular imaging. *Mol Imaging.* 2009: 87-100.
144. De Maeseneer M., Beeckman P, Osteaux M, Matheus R, Hoste M, Bastaerts Y, Jong B. Detecting clustered microcalcifications in the female breast: secondary digitized images versus mammograms. *JBR-BTR.* 1992; 75: 173-78.
145. Muller R.D, Voss M, Hirche H, Buddenbrock B, John V, Bosch E. Unsharp masking of low-dosed digital luminescence radiographs: results of a receiver operating characteristic analysis. *Eur Radiol,* 1996; 6: 526-31.
146. Leon S, Zdenka KK, (Ken) Ostrikov, and Shailesh K. Nanoparticles in Cancer Imaging and Therapy. *Journal of Nanomaterials Volume 2012;* 891318- 7.
147. Hainfeld J F, Slatkin D N, Focella T M and Smilowitz H M. Gold nanoparticles: a new X-ray contrast agent, *British Journal of Radiology.* 2006; 79(939): 248-53.
148. Guojia H, Yi Y and Da X. Antibiofouling polymer coated gold nanoparticles as a dual model contrast agent for x-ray and photoacoustic imaging. *Journal of Physics; Conference Series.* 2011; 277:012012.
149. Sungsook A, Sung Y J and Sang JL. Gold Nanoparticle Contrast Agents in Advanced X-ray Imaging Technologies. 2013;18(5): 5858-90.
150. Avnika T and Garima G. Short Review on Application of Gold Nanoparticles 2013; 7: 34-38.
151. Liu J, Li J, Rosol TJ, Pan X, and Voorhees JL. “Biodegradable nanoparticles for targeted ultrasound imaging of breast cancer cells in vitro,” *Phys. Med. Biol.* 2007;52(16): 4739–47.
152. Lasagna RC, Gonzalez RD, Barria MA, Olmedo I, Clos A, Sadagopa R VM, Urayama A, Vergara L, Kogan MJ and Soto C. Bioaccumulation and toxicity of gold nanoparticles after repeated administration in mice. *Biochemical and Biophysical research Communications.* 2010;393: 649-55.

المخلص العربي

تكنولوجيا النانو هو حقل بحث متعدد ويتضمن مجموعه من المجالات العلمية ذات الالهيه الكبيره في التقدم العلمي لعالمنا المعاصر وهى الكيمياء والهندسه والاحياء والطب , حيث ان له اهميه كبيره ومنتاميه فى الكشف المبكر وتشخيص وعلاج الاورام السرطانيه.

وتعتبر جزيئات النانو الكون الرئيسى فى تصنيع المركبات متناهيه الصغر حيث ان حجمها يعتبر الاصغر فى جميع المركبات التى تم اكتشافها وتصنيعها والتى تم وصفها بواسطه قوانين نيوتن للحركه , ولكنها اكبر حجما من الذره او الجزيئات البسيطة التى تحكمها قوانين ميكانيكا الكم.

حجم تلك الجسيمات متناهية الصغر يتراوح ما بين 1 الى 100 نانومتر. ولجزيئات النانو المعدنيه خواص فيزيائيه وكيميائيه مختلفه عن المعادن ذات الاحجام والكميات الاكبر فعلى سبيل المثال لها أقل نقطة ذوبان, كما ان لها مساحات سطح خاصه ولها ايضا خواص بصريه خاصه وتتميز بالقوه الميكانيكيه كما ان لهل خصائص مغناطيسييه مميزه ومحدده.

تهدف هذه الدراسة هو تطوير أدوات نظرية وعدديه لمحاكاة تفاعلات الأشعة السينية مع العديد من الجزيئات متناهيه الصغر امثله (جزيئات الذهب متناهيه الصغر (النانومتريه), جزيئات اكسيد الحديد النانومتريه, كزيئات اكسيد الكوبلت النانومتريه , جزيئات اكسيد التيتانيوم النانومتريه و جزيئات النيكل النانومتريه) وايضا للتحقيق فى مدى استجابته تلك الجزيئات متناهيه الصغر للأشعه السينيه ومدى فاعليتها كعوامل تباين (صبغات) لغرض تطوير وتحسين جوده الصور الاشعاعيه للفحوص الاشعاعيه المختلفه وذلك باستخدام نماذج محاكاة مصنعه (Phantoms) لمحاكاة تأثير الموجات الكهرومغناطيسييه على هذه المواد اثناء علاج الاورام.

المبدأ الأساسي لهذه الدراسة هو إعداد المواد النانوية (الذهب، الحديد، الكوبالت، النيكل والتيتانيوم) بتركيزات مختلفه (0.1، 0.05، 0.25، 0.125، 0.0625، 0.03125 ملغ / مل) وتصنيع نماذج المحاكاه التى ستستخدم لتحقيق اهداف الدراسه حيث تم بناء اربع نماذج:

النموذج الأول: ويتكون من زجاج بيركس مستطيل بأبعاد 14 × 18 سم وبالارتفاع 1 سم. وقد تم عمل مجموعه من الثقوب الاسطوانية فى هذا النموذج بالأبعاد التاليه (الارتفاع 1 سم والقطر 1 سم). (5-6 ثقوب لكل نوع من انواع هذه المواد متناهيه الصغر)

النموذج الثانى: وهو عباره عن انابيب بلاستيكية مطاطيه كنموذج للاوعيه الدمويه بطول 30 سم وقطر 3 مم وتم ملؤها بالدم ثم تم حقنها بتركيزات مختلفه من جزيئات الذهب وأكسيد الحديد النانومتريه أثناء التصوير باستخدام التصوير المقطعي (CT) والأشعة السينية التقليدية (conventional x-ray).

النموذج الثالث: حيث تم مزج 1 مم من الجزيئات النانومتريه سالفه الذكر ذات التركيزات المختلفه مع 1 مم من الدم فى انابيب اختباريه بلاستيكيه بالأبعاد التاليه (قطر 1 سم وبارتفاع 5 سم) والى تتناسب مع مختلف الاجهزه المختلفه المستخدمه فى الدراسه (الأشعه المقطعيه , الأشعه السينيه, الرنين المغناطيسى والموجات فوق الصوتيه)

النموذج الرابع: حيث تم مزج 1 مم من جزيئات النيكل والتيتانيوم النانومتريه سالفه الذكر ذات التركيزات المختلفه مع 1 مم من الجل فى انابيب اختباريه بلاستيكيه بالأبعاد التاليه (قطر 1 سم وبارتفاع 5 سم)

ثم تم تصوير تلك النماذج المحتويه على جزيئات النانو باستخدام اجهزه التشخيص سالفه الذكر وتم قياس كلا من وحدات الهاونسفيلد (HU) لصور المواد الناتجه عن اجهزه الاشعه المقطعيه و اجهزه الاشعه العاديه كما تم قياس شدة الاشاره فى الصور الخاصه بجهاز الرنين المغناطيسى واللذان تحددان مدى كفاءته ككثافه تلك المواد كعوامل تباين فى التشخيص وتسجيلها وعمل المقارنات التحليليه لكل هذه المواد باستخدام برامج تحليل الصور (x-ray line work)

(station & Millensys Dicom Viewer) لبيان الاكثر تأثيرا كمواد تباين يمكن استخدامها لزياده جوده تشخيص الاورام.

كما تم استخدام النمذجه العدديه باستخدام برنامج CST لبيان نسب توزيع جزيئات الذهب النانومتريه اثناء التصوير وعمل نمذجه لتجمع تلك الجزيئات متناهيه الصغر على الخلايا السرطانيه حيث اثبتت ونظرا لحجمه متناهي الصغر انها تتجمع بصوره فعاله حول الخلايا السرطانيه وبمحاكات تسليط الاشعه الكهرومغناطيسييه (الاشعه السينيه) على تلك الخليه السرطانيه المحاطه بجزيئات الذهب النانومتريه ترتفع درجه حراره جزيئات الذهب حيث تم اثبات امكانيه الحرق الكامل لتلك الخليه السرطانيه وينسب تفوق طرق علاج الاورام المتبعه حاليا:

البرتوكول المتبع قبل وبعد تعبئه جزيئات النانو في النماذج المعده للدراسه

١. إعداد مواد التباين (contrast media) (المواد متناهيية الصغر وماده التباين التقليديه (Ultravest).

٢. إعداد النماذج المستخدمة في الدراسة

٣. ملء النماذج بجزيئات النانو بتركيزات مختلفه.

٤. تصوير تلك النماذج تحت ظروف تعرض كامل للاشعه السينيه، المقطعيه، الرنين المغناطيسي والموجات فوق الصوتية.

٥. تقييم صور الأشعة السينية، المقطعية، الرنين المغناطيسي والموجات فوق الصوتية.

٦. إنشاء نموذج كامل باستخدام برنامج (STUDIO CST (CST MICROWAVE STUDIO® لحساب توزيع الحقل الكهربائي، تأثير الموجات الكهرومغناطيسييه على المواد متناهيية الصغر .

من الدراسة فإننا نستنتج الاتي:

أثبتت الدراسة أن جسيمات متناهيية الصغر المستخدمه كان لها تأثير عال جدا على التشخيص الإشعاعي للصوره وعلاج السرطان وتم تسجيل ذلك اشعاعيا بواسطه استخدام مختلف المعدات الإشعاعية الأشعة السينية، CT، MRI والموجات فوق الصوتيه ونظريا باستخدام برنامج محاكاة CST.

بقياس HU لصور الاشعه المقطعيه لجزيئات الذهب وأكسيد الحديد والكوبالت النانومتريه والمخففه في الماء والدم في النماذج رقم واحد، واثنين وثلاثة إلى أن قيمه (HU) لجزيئات الذهب اعلى من قيمتها لكل من اكسيد الحديد والكوبالت بينما تتفوق قيمه (HU) لجزيئات الحديد على قيمتها لجزيئات الكوبالت كما ان قيمه (HU) للمواد الثلاثه تتناقص مع تناقص تركيز تلك المواد في النماذج المصوره.

بقياس HU لصور الاشعه المقطعيه لجزيئات النيكل والتيتانيوم النانومتريه والمخففه في الدم في النموذج رقم ثلاثة تم اثبات ان قيمه ال (HU) الخاصه بماده التيتانيوم اعلى من قيمتها الخاصه بماده النيكل.

HU المقاسه لماده التباين التقليديه المستخدمه في التشخيص في الصور الاماميه الخلفيه التي تم اجراؤها بواسطه الاشعه السينيه لتلك الماده بقوه ٤٦ كيلو فولت و ٥ مللي امبير لكل ثانيه وبترجيزات مختلفه متطابقه مع تركيزات الجزيئات متناهييه الصغر اظهرت ان قيمه HU لتلك الماده اقل من قيمتها لمادتي اكسيد الحديد والذهب.

بقياس شدة إشارة الرنين المغناطيسي MRI لكل من جزيئات الذهب، وأكسيد الحديد والكوبالت النانومتريه المستخدمه بتركيزات مختلفه تم اثبات لجزيئات الذهب شدة اشاره اعلى من جزيئات اكسيد الحديد مما يؤكد كفاءه

جزيئات الذهب وتفوقها على جزيئات اكسيد الحديد المستخدمة في الدراسه كما ان قيمه شده الاشاره تتناقص مع تناقص التركيز لكلا المادتين.

بقياس شده إشارة الرنين المغناطيسى MRI لجزيئات النيكل والتيتانيوم النانومتريه والمخففه في الجل في النموذج رقم اربعة تم اثبات ان قيمه ال شده الاشاره الخاصه بماده النيكل اعلى من قيمتها الخاصه بماده التيتانيوم.

أثبتت نتائج صور الموجات فوق الصوتية لانبوب الاختبار الذى يحتوي على جسيمات الذهب النانومتريه أن هناك اختلاف في echogenicity بين التركيزات المختلفه للجسيمات النانوية التى تم فحصها لكنه لم يكن كبيرا عند فحصها بالعين المجرده في الصور العرضية لكنه مهم وواضح في الصور الطولية ويظهر أن درجة الاختلاف في echogenicity تتخفف مع انخفاض تركيز الجسيمات النانومتريه.

أثبتت نتائج صور الموجات فوق الصوتية لانبوب الاختبار الذى يحتوي على جسيمات اكسيد الحديد النانومتريه أن هناك فرقا كبيرا وواضحا في echogenicity بين مختلف تركيزات تلك الجسيمات عند رؤيتها بالعين المجرده في كلا من الصور العرضية والطولية ويظهر أن درجة الاختلاف في echogenicity تتخفف مع انخفاض تركيز الجسيمات النانومتريه.

في نموذج المحاكاة الأول: بقياسات المجالات الكهربائيه لجسيمات الذهب متناهية الصغر في خمسة تركيزات مختلفه تثبت تلك الجزيئات المستخدمه كعوامل تباين انه يمكن استخدامها بكفاءه سواء خارجيا على نماذج مصنعه او داخليا في الانسجه الحيه كوسائل تشخيصيه بدرجه نقاء عاليه ومحدد، حيث أثبتت نتائج توزيع كثافته التيار الكهربى الموجوده في المسافة بين جزيئات الذهب النانومتريه وعلى الحواف الداخليه والخارجيه لكل جزيء منها في التركيزات الخمسة من جزيئات الذهب النانومتريه يشمل النتائج التاليه: بخفض تركيز جزيئات النانو تزداد مسافه الفجوه بين تلك الجزيئات تدريجيا من (٢٣ نانوميتر) في التركيز (١) وحتى تصل الى (٥٩ نانوميتر) في التركيز (٥) وتتناقص كثافه المجال الكهربائى الموجود في مسافه الفجوة بين تلك الجزيئات تدريجيا من (١.٠٤٧٥ V/m) في تركيز (١)، حتى يصل إلى (٠.٩٦٦٠ V/m) في تركيز (٥)، وتتراوح كثافه المجال الكهربى عند الحواف الداخليه من جزيئات الذهب النانومتريه اثناء الخمس تركيزات بين (١.٠٨٨٥ V/m) و (١.١٥٢٨ V/m)، بينما تتراوح كثافه المجال الكهربى عند الحواف الخارجيه من جزيئات الذهب النانومتريه اثناء الخمس تركيزات بين (١.٢٩٦٠ V/m) و (١.١٣٧٢ V/m)، وبلغ قيمه متوسط كثافه المجال الكهربى $\approx 1 \text{ V/m}$.

في نموذج المحاكاة الثانى: الوصف ثنائى الابعاد 2D لتوزيع كثافة المجال الكهربى (EF) فى التركيزات المختلفه لجزيئات الذهب النانومتريه ينطبق على المنطقه القريبه من الحقل، ومع ذلك، عندما يتم زياده المسافة بين الجسيمات لأمر الطول الموجي تبدأ عوامل الانحراف فى لعب دورا هاما. زو وآخرون. قاموا بدراسه مجموعه ذات بعد واحد من الجسيمات النانومتريه، من مختلف الأحجام مع مختلف المسافات. ووجد الباحثون أن الضوء المتناثره أظهر ملامح ثنائيات الاقطاب الفردية، فضلا عن ميزات إنحرافي للمجموعه بأكملها.

في نموذج المحاكاة الثالث: يتم حقن جزيئات الذهب النانومتريه داخل نظام الدورة الدمويه حيث تصل الى موقع الخلايا السرطانيه المستهدفه، وبما ان حجم جزيئات الذهب النانومتريه أصغر من خلايا الدم الحمراء فانها تمتلك قدره خاصه للمرور بين جزيئات الأنسجه وسوف تسعى فقط للخلايا السرطانيه، تاركة الخلايا السليمه والأنسجه دون ان تمسها، بعد ذلك سوف تتعلق على الغشاء السطحى للخلايا السرطانيه.

باستخدام معادله الحرارة الحيوويه Bioheat Equation

عوامل استهداف الأورام NGP يمكن استخدامها داخليا وخارجيا كعوامل لتشخيص وعلاج الاورام بجوده عاليه و بطريقه فعاله وفي المستقبل هذه الجزيئات يمكن تحسينها بتطوير الروابط القائمه على الببتيد الصغيره ومن خلال امكانيه الصاقها على الجزيئات النانومتريه لتوصيل مواد التباين المستخدمه فى التشخيص وايضا للعلاج وايضا يمكن استخدامها فى العلاج الحرارى للأورام.

الدراسات الأساسية والتطبيقية لاستخدام الجزيئات متناهية الصغر فى الفحوص الإشعاعية المختلفة

رسالة

مقدمة إلى معهد البحوث الطبية - جامعة الإسكندرية
إيفاءاً جزئياً لشروط الحصول على درجة

الدكتوراه

في

الفيزياء الحيوية والطبية

مقدمة من

الطالب/ محمد سميح نصر الدين خميس ابوشنب

ماجستير الطبيعة الحيوية الطبية

قسم الفيزياء الحيوية الطبية

معهد البحوث الطبية

جامعة الإسكندرية

مدرس مساعد بقسم الأشعة - كلية العلوم الطبيه - جامعه ٦ اكتوبر

معهد البحوث الطبية

جامعة الإسكندرية

٢٠١٤

الدراسات الأساسية والتطبيقية لاستخدام الجزيئات متناهية الصغر فى الفحوص الإشعاعية
المختلفة

مقدمة من

محمد سميح نصر الدين خميس ابوشنب
ماجستير الطبيعة الحيوية الطبية
قسم الفيزياء الحيوية الطبية
معهد البحوث الطبية - جامعة الإسكندرية
٢٠١١

للحصول على درجة

الدكتوراه

فى

الفيزياء الحيوية والطبية

موافقون

لجنة المناقشة والحكم على الرسالة

.....

أ.د. إسماعيل إبراهيم حجازى
أستاذ الكيمياء الحيوية
كلية الطب
جامعة الأزهر بنين

.....

أ.د. فاطمة إسماعيل نصر
أستاذ الفيزياء الحيوية الطبية
معهد البحوث الطبية
جامعة الإسكندرية

.....

أ.د. نيفان محمود فكرى
أستاذ بقسم الطبيعة الحيوية الطبية
معهد البحوث الطبية
جامعة الإسكندرية

.....

أ.د. مصطفى مصطفى محمد
أستاذ الفيزياء الحيوية الطبية
كلية العلوم الطبية
جامعة فاروس
جامعة الإسكندرية

المشرفون

الدكتور / نيفان محمود فكرى

أستاذ متفرغ بقسم الفيزياء الحيوية الطبية
معهد البحوث الطبية
جامعة الإسكندرية

الدكتور / مصطفى مصطفى محمد

أستاذ بقسم الأجهزة الطبية
كلية العلوم الطبية التطبيقية
جامعة فاروس

الدكتور / سهير محمود الخولى

أستاذ بقسم الفيزياء الحيوية الطبية
معهد البحوث الطبية
جامعة الإسكندرية

الدكتور / محمد اسماعيل بدوى سيد

مدرس بقسم الهندسة الكهربائية
كلية الهندسة – كلية الدفاع الجوى